

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. E. Wigand)

DIE COMPUTER-ANALYSE DES NYSTAGMOGRAMMS

Entwicklung und klinischer Einsatz

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Alois Wortmann
aus Werne an der Lippe

1903



Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenkranke
der Universität Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. E. Wigand)

DIE COMPUTER-ANALYSE DES NYSTAGMOGRAMMS

Entwicklung und klinischer Einsatz

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

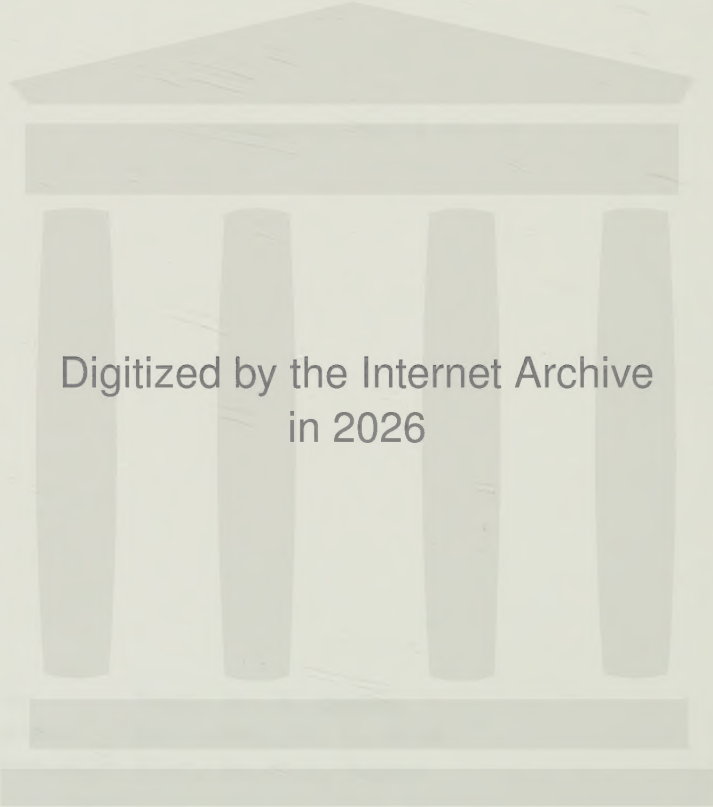
vorgelegt von
Alois Wortmann
aus Werne an der Lippe

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. V. Becker
Referent: Priv.-Doz. Dr. T. Haid
Korreferent: Prof. Dr. M.E. Wigand

Tag der mündlichen Prüfung: 22. Aug. 1983

Meinen Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546202_0023

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Grundlagen	5
2.1	Thermische Prüfung des Vestibularis- systems	5
2.2	Nystagmographie	8
2.2.1	Prinzip der Elektronystagmo- graphie	9
2.2.2	Technische Realisierung und Grenzen	10
2.3	Definition der Nystagmusparameter	13
2.3.1	Der einzelne Nystagmusschlag	13
2.3.2	Die Parameter der thermischen Labyrinthreaktion	15
3.	Wertigkeit der Nystagmusparameter, Stand der Diskussion bei der thermischen Prüfung	18
3.1	Gegenüberstellung der Parameter des einzelnen Nystagmusschlages	18
3.1.1	Geschwindigkeit der langsamen Phase	19
3.1.2	Schlagzahl	21
3.1.3	Amplitude	21
3.2	Mittelwert oder Zeitverlauf als Maß für die vestibuläre Reaktion ?	22
3.2.1	Die Mittelwerte im Kulminations- intervall	22
3.2.2	Der Zeitverlauf der vestibulären Reaktion	24

4.	Grundprinzipien der Nystagmusanalyse mit dem Digitalrechner	26
4.1	Nystagmuserkennung	28
4.1.1	Analyse des differenzierten ENG-Signals	29
4.1.2	Analyse des Original-ENG-Signals	33
4.2	Selektionsstufe	34
4.3	Anforderungen an eine Computeranalyse des Nystagmus	35
5.	Eine neue, musterorientierte zweistufige Nystagmusanalyse	37
5.1	Einführung in die Logik des Algorithmus	37
5.1.1	Die Mustererkennungsstufe	38
5.1.2	Die Selektionsstufe	42
5.2	Automatische Eichung	46
5.3	Datenaufbereitung und graphische Darstellung	48
5.4	Technische Realisierung	55
6.	Die pathologische thermische Labyrinthreaktion in der Computerdarstellung	61
7.	Diskussion der Computerauswertung des ENG	85
8.	Zusammenfassung	87
9.	Literaturverzeichnis	89

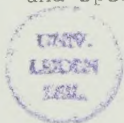
1. Einleitung

Nach der Entwicklung der Elektronystagmographie durch SCHOTT (1922) wurde bald nach technischen Hilfsmitteln zur Auswertung der registrierten Nystagmusschläge gesucht. Mechanische Auswertungshilfen wie z.B. spezielle Winkelmesser zur Bestimmung der Geschwindigkeit der langsamen Nystagmusphase standen am Anfang der Entwicklung.

Das erste elektrische Gerät zur direkten Aufzeichnung eines Nystagmusparameters stellte 1955 HENRIKSSON vor /50/. Ein Wechselspannungsverstärker mit sehr kleiner Zeitkonstante wurde eingesetzt, um aus der Weg-Zeit-Kurve des Original-Elektronystagmogramms die Geschwindigkeits-Zeit-Kurve zu ermitteln.

Trotz des Vorteils, den die direkte Darstellung eines Nystagmusparameters während der vestibulären Reaktion bot und trotz des einfachen, kostengünstigen Aufbaus blieben dem Verfahren nach HENRIKSSON wie auch den vielen später vorgestellten Nystagmusanalysatoren (z.B. /14, 39, 131, 133/) der breite klinische Einsatz versagt. Die hohe Störanfälligkeit, die schwierige Eichung und die Beschränkung der Auswertung auf einen Parameter waren die wichtigsten Schwachstellen dieser mit elektrischen Analogbausteinen arbeitenden Geräte.

Durch die Entwicklung der digitalen Datenverarbeitung eröffneten sich grundsätzlich neue Möglichkeiten für die Auswertung der elektronystagmographischen Kurven. Die beeindruckende Rechen- und Speicherfähigkeit der



Computer versprach alle Probleme der Signalanalyse insbesondere die sichere Unterscheidung von Artefakt und Nutzsignal zu lösen.

Seit der Vorstellung des ersten Computersystems zur ENG-Auswertung durch HERBERTS et al. (1968) ist daher eine Fülle von Veröffentlichungen zu diesem Thema erschienen (z.B. /3, 5, 7, 17, 32, 45, 55, 60, 72, 82, 103, 112, 123, 135, 138/), doch konnte sich keines der vorgestellten Systeme in der klinischen Routine durchsetzen. Der Computer blieb Forschungsinstrument und Experimentierfeld.

Seine Verbreitung im ENG-Labor scheiterte nicht nur an den hohen Kosten sondern auch an der Kompliziertheit und Anfälligkeit der Systeme. Das Problem der automatischen Artefakterkennung bei nichtidealem ENG-Signal blieb ungelöst und erzwang einen interaktiven Betrieb mit ständiger Kontrolle der Computerauswertung durch den Benutzer.

Zu einer weiteren wichtigen Einschränkung für den Anwender führte die Trennung von Datenspeicherung und Datenverarbeitung, der sogenannte Off-Line-Betrieb. Der Datenstrom wurde zunächst auf Magnetband aufgezeichnet. Anschließend wurden die Daten, zerhackt in kurze Zeitabschnitte, in den Computer gefüttert und nach und nach analysiert. Wartezeiten von mehreren Stunden auf die Computerberechnungen waren die Folge. Erzeugte der Computer dann als Ergebnis nur Zahlenkolonnen, die der Benutzer mühsam in die ihm vertraute Darstellung übertragen mußte, war das Scheitern der Computerauswertung vorprogrammiert.

Nach den Erfahrungen, die bisher mit Systemen zur automatischen Auswertung des ENG-Signals gemacht worden sind, lassen sich nur dann eine spürbare Entlastung für den Anwender und eine präzisere Auswertung erreichen, wenn das Computersystem folgende Anforderungen erfüllt:

1. Vollautomatische ON-LINE-Auswertung
d.h. sofortige Auswertung der ENG-Registrierung ohne Hilfestellung durch den Benutzer.
2. BEAT-TO-BEAT-Kontrolle
detaillierter Vergleich der Computer-Auswertung mit der Auswertung durch einen erfahrenen Untersucher.
3. Berechnung aller Nystagmus-Kenngrößen
die Kenngrößen eines jeden Schlags der gesamten Reaktion werden berechnet, außerdem die Mittelwerte.
4. Graphische Aufbereitung der Ergebnisse
prima vista Beurteilung der Reaktion auch im Seitenvergleich.
5. Abspeicherung in einer Datenbank
Möglichkeit des intra- und interindividuellen Vergleichs, Verlaufskontrolle.

In den folgenden Abschnitten werden ausgehend von den Grundlagen der experimentellen Gleichgewichtsprüfung und der Elektronystagmographie die verschiedenen Prinzipien zur automatischen Nystagmusanalyse

erläutert. Besondere Berücksichtigung findet das Problem der Auswertung schwacher und gestörter ENG-Signale, wie sie in der Praxis bei der Auswertung der thermischen Prüfung häufig angetroffen werden.

Es wird ein neues Verfahren zur Erkennung und Auswertung des ENG-Signals vorgestellt, das es im Zusammenwirken mit einer modernen, besonders geeigneten Konfiguration der Computer-Bausteine erlaubt, einen vollautomatischen On-Line-Betrieb zu verwirklichen. An die Stelle der bisher überwiegend eingesetzten Auswertung in der Ableitung des Signals tritt eine musterorientierte Auswertung im Original-ENG-Signal, die auch bei nichtidealen ENG-Signalen zuverlässig arbeitet und sich im Routinebetrieb bewährt.

2. Grundlagen

2.1 Die thermische Prüfung des Vestibularissystems

Die thermische Prüfung des Vestibularissystems wurde 1906 durch BÁRÁNY mit seinen Untersuchungen über den "kalorischen Nystagmus" begründet. Er spülte den äußeren Gehörgang mit warmem und kaltem Wasser und erkannte die Gesetzmäßigkeit des entstehenden Rechts- und Linksnystagmus. Aus seinen Beobachtungen entwickelte er die Theorie der thermogenen Endolymphströmung.

Durch die Spülung kommt es zu Temperaturveränderungen, die sich aus dem äußeren Gehörgang in das Felsenbein fortpflanzen. Die Temperaturwelle erreicht als ersten den horizontalen Bogengang in seinem lateralen Anteil und führt dort zu einer Temperaturänderung in der Endolympe. Die Temperaturänderung führt zu einer lokalen Änderung im spezifischen Gewicht der Endolympe und unter dem Einfluß der Schwerkraft dann zu einer Endolymphströmung mit entsprechender Cupulaauslenkung.

Die Endolymphströmung ist bei gleichbleibendem Temperaturreiz dann am stärksten, wenn die Schwerkraft in der Ebene des gereizten Bogengangs angreift. Schon 1911 gab BRÜNINGS die sogenannte Optimumstellung an, in der der laterale Bogengang senkrecht orientiert ist. Der Proband wird entweder 60° aus der sitzenden Position nach hinten geneigt oder 30° aus der liegenden Position angehoben.

Die Nervenimpulse aus den vestibulären Rezeptoren in Bogengängen und Otholitenorganen fließen in die Vestibulariskerne am Boden des vierten Ventrikels. Die Vestibulariskerne erhalten über Halsrezeptoren außerdem Informationen über die Stellung des Kopfes zum Rumpf. Die Verknüpfung aller Signale führt zu einer eindeutigen Information des ZNS über die Stellung des Körpers im Raum. Die Vielzahl der zentral-

nervösen Verschaltungen, die an der Erhaltung des Gleichgewichts beteiligt sind, kann hier nicht dargestellt werden (s. KORNHUBER 1966). Die vestibulär auslösbaren Augenbewegungen werden über das mediale Längsbündel vermittelt. Der Reflexbogen der vestibulo-okulären Verbindungen ist eine äußerst komplexe neuronale Verschaltung, die noch nicht in allen Einzelheiten aufgeklärt ist. Von seiner Hauptfunktion her ist der vestibulo-okuläre Reflex jedoch leicht zu beschreiben. Er stellt sicher, daß die Bilder der Umwelt auf der Retina stationär bleiben. Der Reflex erlaubt es den Lebewesen also, Bewegung im Raum und scharfes Sehen zu vereinbaren (LORENTE DE NÓ 1933, DUENSING und SCHÄFER 1958, GOLDBERG und FERNANDEZ 1971).

Bei der thermischen Prüfung kommt es zu einer Fehlinformation des vestibulären Systems. Die Endolymphströmung täuscht eine Rotation des Kopfes vor und löst eine kompensatorische Gegenbewegung der Augen aus. Wenn die Augenbewegung bei zu großer Ablenkung aus der Mittellage dem vestibulären Stimulus nicht mehr folgen kann, setzt eine von der pontinen Formatio reticularis ausgelöste Rückstellbewegung in Gegenrichtung ein.

Die Verbindung einer vestibulär ausgelösten langsamen Augenbewegung mit einer zentral ausgelösten schnellen Rückstellbewegung wird als Nystagmus bezeichnet (TRINKER 1965).

Die Einbindung der Formatio reticularis in den vestibulo-okulären Reflexbogen erklärt die starke Abhängigkeit der Ergebnisse experimenteller Gleichgewichtsprüfungen vom Vigilanzniveau der Probanden. Mit steigendem Wachheitsgrad steigt auch die Amplitude der vestibulären Reaktion an. Die Erhaltung eines gleichbleibenden Vigilanzniveaus ist daher eine wichtige Voraussetzung für die Reproduzierbarkeit der Gleichgewichtsprüfungen. Mit leichten Kopfrechenaufgaben, die der Proband während der Untersuchung löst, wird versucht, dieses Ziel zu erreichen.

Die thermische Prüfung hat bis auf den heutigen Tag eine besondere klinische Bedeutung, weil sie die seitengeschiedene Untersuchung des Gleichgewichtsorgans erlaubt. Die Methodik der Untersuchung ist von Labor zu Labor unterschiedlich. An der Erlanger Hals-Nasen-Ohrenklinik wird in Übereinstimmung mit den Empfehlungen der Deutschen HNO-Gesellschaft /96/ Wasser als zuverlässigstes Reizmedium eingesetzt. Die Spülmenge beträgt 100 ccm, die Dauer der Spülung 30 sec. Die Temperaturen sind nach FITZGERALD und HALLPIKE auf 44° und 30°, festgelegt, um durch von der Körpertemperatur äquidistante Reize symmetrische Reizantworten zu erzielen. Die Reihenfolge der Spülung ist so festgelegt, daß bei jeder Spülung die Nystagmusrichtung wechselt (44° rechts, 44° links, 30° links, 30° rechts). Die Pause nach jeder Spülung beträgt mindestens 5 Minuten.

Die thermische Prüfung sollte idealerweise bei geöffneten Augen in völliger Dunkelheit vorgenommen werden. Eine Registrierung bei geschlossenen Augen führt zu einer Abschwächung der Nystagmusreaktion /9, 68, 128/, ist jedoch weit verbreitet, weil unter Praxisbedingungen die völlige Verdunkelung oft nicht durchführbar ist. Im Interesse der Vergleichbarkeit der erhobenen Befunde mit den beim niedergelassenen Arzt ermittelten Werte werden daher an der Universitäts-Hals-Nasen-Ohrenklinik Erlangen alle thermischen Prüfungen im Halbdunkel bei geschlossenen Augen durchgeführt (HAID /42/).

2.2 Nystagmographie

Bald nach Begründung der experimentellen Gleichgewichtsprüfungen durch BÁRÁNY 1906 wurde intensiv nach Verfahren zur Registrierung der beobachteten Augenbewegungen gesucht. Die Bewegungen sollten möglichst getreu aufgezeichnet werden, um eine quantitative Analyse der Nystagmusschläge zu ermöglichen. Verschiedene physikalische Prinzipien bildeten die Grundlage der vorgestellten Nystagmographen. Zu nennen sind insbesondere optische (WOJATSCHEK 1918), pneumatische (BUYS 1924) und mechanische (OHM 1939) Geräte. Allen diesen Geräten zur Registrierung der Augenbewegungen waren zwei Nachteile gemeinsam: 1. die erhebliche Belästigung des Patienten, 2. die schwierige und zeitraubende experimentelle Technik.

Als Weiterentwicklung der optischen Methoden ist heute die Photoelektrische Nystagmographie (PENG) gebräuchlich. Eine Lichtquelle beleuchtet das Auge, und zwei Photozellen messen das reflektierte Licht. Der Helligkeitsunterschied zwischen Sklera und Iris führt bei Augenbewegungen zu einer Änderung der reflektierten Lichtmenge (PFALTZ und RICHTER 1965).

Mit der Ausnutzung des corneoretinalen Potentials für die Registrierung der Augenbewegungen begründete SCHOTT 1922 die Elektronystagmographie (ENG). Mit Hilfe eines Saitengalvanometers konnte er Änderungen im bitemporalen elektrischen Potential messen und ihren Zusammenhang mit den Augenbewe-

gungen nachweisen. Mit dem Fortschritt der elektronischen Verstärkertechnik konnte die Elektronystagmographie zu einem praxisreifen Verfahren entwickelt werden (JUNG und MITTERMAIER 1939).

Heute ist die Elektronystagmographie das am weitesten verbreitete Verfahren zur Aufzeichnungen der Augenbewegungen. Prinzip, Realisierung und Grenzen der Elektronystagmographie werden in den folgenden Abschnitten dargestellt.

2.2.1 Prinzip der Elektronystagmographie

Der Potentialunterschied zwischen Cornea und Retina wurde schon 1894 von du BOIS-REYMOND beschrieben (zit. n. /86/). Die Ladungen auf Retina (-) und Cornea (+) bilden einen elektrischen Dipol, dessen Achse mit der optischen Achse des Auges identisch ist /7/. Das elektrische Feld dieses Dipols kann durch Elektroden am Rand der Orbita registriert werden. Eine Veränderung der Augenstellung führt zu einer Änderung des Potentials an den Elektroden. Ein getreues Abbild der Augenbewegung ergibt sich, da die Beziehung von Augenbewegung zu Potentialänderung über weite Bereiche linear ist, obwohl geometrische Überlegungen einen sinusförmigen Zusammenhang vermuten lassen (MOWRER et al. 1935). Moderne Untersuchungen geben einen Linearitätsbereich von $\pm 30^\circ$ an (ANZALDI und MIRA 1975).

2.2.2 Technische Realisierung und Grenzen der Elektronystagmographie

Es werden für die horizontale und die vertikale Augenbewegung je zwei Elektroden am Rande der Orbita angebracht (Aktive oder differente Elektroden). Eine zusätzliche Elektrode auf der Wange dient als Referenzelektrode. Ein Differenzverstärker subtrahiert die Spannungen der beiden aktiven Elektroden. An seinem Ausgang erscheint das gesuchte ENG-Signal. Da nur Unterschiede zwischen den aktiven Elektroden verstärkt werden, bleibt der Störeinfluß von Signalen, die gleichstark auf beide Elektroden einfallen, gering.

Für die Umrechnung des gemessenen ENG-Signals in Winkelgrade ist eine Blickwinkleichung erforderlich. Der Proband schaut auf die nacheinander beleuchteten Lämpchen eines Eichkreuzes. Die dabei registrierten Eichzacken entsprechen dem bekannten Winkel zwischen den Eichpunkten und dienen als Maßstab für die Umrechnung der Spannungen in Winkelgrade.

Folgende biologische und physikalische Einflüsse können im praktischen Einsatz die Qualität der ENG-Registrierung beeinträchtigen:

1. Die Fluktuation des corneoretinalen Potentials

Das corneoretinale Potential ist nicht konstant. Es zeigt spontane Fluktuationen und ändert sich sehr stark mit der Menge des auf die Retina einfallenden Lichtes. Beim an Dunkelheit adaptier-

tem Auge beträgt das Potential nur etwa 50% des Wertes bei voller Beleuchtung /1, 109/. Werden Änderungen im corneoretinalen Potential nicht durch häufige Rekalibrierungen ausgeglichen, so ergeben sich falsche Werte für die Nystagmusparameter Winkelgeschwindigkeit und Amplitude.

2. Die Elektrodendrift

Es gibt keine idealen Elektroden. Am Elektroden-Haut-Übergang entsteht immer eine Kontaktspannung, die unter Umständen wesentlich größer ist als das Nutzsignal. Die Kontaktspannungen der beiden aktiven Elektroden heben sich nie ganz auf, weil sie von vielfältigen Faktoren wie Hauttyp, Durchblutung, Temperatur und Vorbehandlung abhängen. Bei Verwendung moderner gesinterter Ag-AgCl-Elektroden kann nach einer Anlaufzeit von 10 bis 15 Minuten eine für die ENG-Registrierung ausreichend konstante Elektrodenspannung erwartet werden /121/.

3. Die biologischen Störsignale

Die ENG-Spannung an den Elektroden liegt bei 50 - 100 μ V. Daher überlagern andere biologische Signale wie EMG, EEG, EKG das gesuchte ENG-Signal. Dieses "biologische Rauschen" begrenzt die Empfindlichkeit der Registrierung. Die kleinste noch sicher aufzulösende Amplitudendifferenz liegt typischerweise bei 1 Grad. Die Empfindlichkeit des ENG ist also wesentlich niedriger als die der direkten Beobachtungen unter der Frenzelbrille mit ca. $0,1^\circ$ /25/.

4. Die Zeitkonstante des ENG-Verstärkers

Nur der Gleichspannungsverstärker gibt auch langsame Augenbewegungen unverzerrt wieder. Nullpunktverschiebungen durch Elektrodendrift und die hohe Störempfindlichkeit beschränken jedoch seine Einsatzmöglichkeit. In der Routine hat sich der Wechselstromverstärker durchgesetzt. Sehr langsame Änderungen werden vom Wechselstromverstärker nicht übertragen. Bei gleichbleibender Augenstellung geht das Ausgangssignal allmählich auf Null zurück. Die Zeit, in der das Ausgangssignal auf $1/e$ (ca. 0,37) abgefallen ist, wird als Zeitkonstante definiert. Eine Zeitkonstante von 4 Sekunden ist für die formgetreue Aufzeichnung der thermischen Prüfung ausreichend lang /75/.

Zusammenfassend ist festzustellen, daß die elektronystagmographische Registrierung ein wichtiges Hilfsmittel bei der Funktionsprüfung des Vestibularisorgans und gleichzeitig Grundlage und Voraussetzung der Computerauswertung ist. Nur qualitativ hochwertige ENG-Registrierungen erlauben eine automatische Auswertung mit dem Computer.

Die Nystagmographie kann die Untersuchung unter der Frenzelbrille jedoch nicht ersetzen. Bei der Fahndung nach Spontan- und Provokationsnystagmus ist die Leuchtblindenuntersuchung durch die bessere Diskriminierung normaler und pathologischer Reaktionen der ENG-Registrierung überlegen (KORNHUBER 1966, HAID 1981).

2.3 Definition der Nystagmusparameter

2.3.1 Der einzelne Nystagmusschlag

Der Nystagmus ist charakterisiert durch die Verbindung zweier Phasen, einer Phase mit langsamer Augenbewegung und einer kurzen Rückstellphase mit schneller Augenbewegung. Die Richtung des Nystagmus wird nach der Richtung der schnellen Phase angegeben.

In der ENG-Registrierung als einem Weg-Zeit-Diagramm der Augenbewegung bildet sich der Nystagmus als unsymmetrisches Dreieck ab. Vereinbarungsgemäß wird die Polarität der Aufzeichnung so gewählt, daß in der Vertikalableitung eine Augenbewegung nach oben auch zu einer Ablenkung des ENG-Schreibers nach oben führt. Bei der Horizontalableitung gilt, daß eine Augenbewegung nach rechts zu einer Ablenkung des Schreibers nach oben führt. Bei der Horizontalableitung eines Linksnystagmus weist die Richtung der schnellen Phase in der Registrierung also nach unten (Abb. 1).

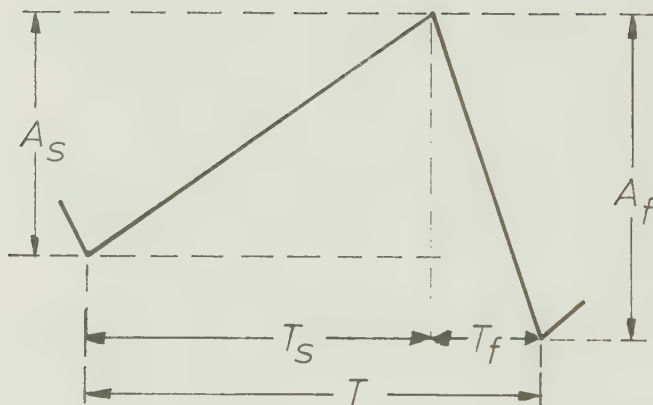


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Nystagmus-schlages mit Eintragung der Meßgrößen für Amplitude und Dauer

Der idealisierte Nystagmusschlag wird durch die folgenden vier Größen vollständig beschrieben:

A_s Amplitude der langsamen Phase (s = slow)

A_f Amplitude der schnellen Phase (f = fast)

T_s Dauer der langsamen Phase

T_f Dauer der schnellen Phase

Aus den gemessenen Werten für Amplitude und Dauer werden berechnet:

T	Schlagzahl	$T = T_s + T_f$
F	Frequenz	$F = 1 / T$
SPV	Geschwindigkeit der langsamen Phase (Slow Phase Velocity)	$SPV = A_s / T_s$
FPV	Geschwindigkeit der schnellen Phase (Fast Phase Velocity)	$FPV = A_f / T_f$

2.3.2 Die Parameter der thermischen Labyrinthreaktion

In der klinischen Routine werden zur Bewertung der thermischen Labyrinthreaktion nicht die Kennwerte eines jeden Nystagmusschlages sondern nur die Mittelwerte in der Kulminationsphase zur Beurteilung herangezogen. Die Kulminationsphase ist der Zeitraum der maximalen vestibulären Reaktion. Die Dauer des Kulminationsintervalls wird entweder zu 10 sec (TOROK 1973) oder zu 30 sec (CLAUSSEN 1969) gewählt.

Die drei wichtigsten Parameter, max. Geschwindigkeit der langsamen Phase, max. Frequenz und max. Amplitude werden nach den Empfehlungen der Deutschen HNO-Gesellschaft wie folgt bestimmt /96/:

1. Geschwindigkeit: Innerhalb des Kulminationsintervalls werden Tangenten an d r e i repräsentative langsame Phasen angelegt. Das arithmetische Mittel der Geschwindigkeit ist der gesuchte Kennwert.
2. Frequenz: Anzahl der Nystagmusschläge im Intervall.
3. Amplitude: Summe der Amplituden sämtlicher langsamer Phasen im Kulminationsintervall.

Bei der automatischen Auswertung übernimmt der Computer die Bestimmung der Kennwerte. Die willkürliche, nur vom Arbeitsaufwand diktierte Begrenzung auf drei Nystagmusschläge bei der Bestimmung der Geschwindigkeit kann daher entfallen. Bei der Computerauswertung werden alle Nystagmusschläge im Intervall zur Bestimmung der Kulminationsparameter herangezogen. Der Wert der automatisch bestimmten Parameter stimmt daher nicht immer mit den manuell ermittelten überein.

Symmetrieparameter nach JONGKEES

Aus den Meßergebnissen der vier Spülungen der thermischen Prüfung werden nach JONGKEES (1948) Maßzahlen für das Seitenüberwiegen und das Richtungsüberwiegen gebildet. Die Symmetrieparameter sind bezogene Größen. Sie ergeben sich aus Seiten- bzw. Richtungsdivergenz der Intensitätsparameter nach Division durch die Gesamtreaktion.

$$\text{Seitenüberwiegen} = \frac{(\text{re } 44 + \text{re } 30) - (\text{li } 44 + \text{li } 30)}{\text{re } 44 + \text{li } 44 + \text{re } 30 + \text{li } 30} \times 100\%$$

$$\text{Richtungsüberwiegen} = \frac{(\text{re } 44 + \text{li } 30) - (\text{li } 44 + \text{re } 30)}{\text{re } 44 + \text{li } 44 + \text{re } 30 + \text{li } 30} \times 100\%$$

Trägt die Maßzahl für das Seitenüberwiegen ein positives Vorzeichen, handelt es sich um ein stärkeres Reagieren auf der rechten Seite. Ein negatives Vorzeichen bedeutet eine stärkere Reaktion links.

Für das Richtungsüberwiegen bedeutet entsprechend ein positives Vorzeichen ein Überwiegen der Nystagmus-schläge nach rechts, bzw. bei negativem Vorzeichen nach links.

3. Wertigkeit der Nystagmusparameter

Stand der Diskussion bei der thermischen Prüfung

Die thermische Prüfung ist nur ein Baustein bei der Beurteilung neurootologischer Krankheitsbilder. Wichtigste Grundlagen einer jeden Untersuchung im Vestibularislabor sind die genaue Anamnese und die sorgfältige Fahndung nach Spontan- und Provokationsnystagmus (HAID /43/, KORNHUBER /70/, WIGAND /139/). Die thermische Prüfung kann daher nur im Zusammenhang mit dem gesamten diagnostischen Gebäude der Neurootologie richtig beurteilt werden.

Die Wertigkeit der Nystagmusparameter ist seit den Anfängen der experimentellen Gleichgewichtsprüfung immer wieder neu untersucht und diskutiert worden. Es haben sich verschiedene Schulen herausgebildet. Eine einheitliche Bewertung steht noch aus. Im englischen Sprachraum steht die Winkelgeschwindigkeit (Slow Phase Velocity, SPV) im Mittelpunkt der Betrachtung. Im deutschen Sprachraum finden sich viele Anhänger der Frequenz als dem praktikablerem Parameter. In den folgenden Abschnitten sollen der aktuelle Stand der Diskussion dargestellt und Kriterien für die Computerauswertung des ENG entwickelt werden.

3.1 Die Parameter des einzelnen Nystagmusschlages

Drei Parameter stehen im Zentrum aller Untersuchungen:

- Geschwindigkeit der langsamen Phase
- Schlagzahl
- Amplitude

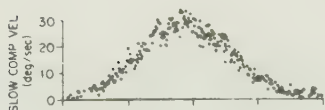
Die Bewertung dieser drei Nystagmusparameter muß sich danach richten, ob sie eine sichere Trennung zwischen normalen und pathologischen Zuständen erlauben. Um eine Aussage über den Funktionszustand des vestibulären Systems treffen zu können, muß der Parameter eng mit dem Reiz korreliert sein.

3.1.1 Die Geschwindigkeit der langsamen Phase

BUYS erkannte 1924, daß die Geschwindigkeit der langsamen Phase (SPV) mit dem vestibulären Reiz zunimmt. Seit den grundlegenden Studien von DOHLMAN (1925), der für die thermische und die rotatorische Prüfung den Zeitverlauf der Reaktion darstellte und untersuchte, ist die Linearität der Beziehung von Reiz und maximaler Winkelgeschwindigkeit bekannt. HENRIKSSON 1955 /47, 51/ konnte auf der Basis elektronystagmographischer Untersuchungen nachweisen, daß der zeitliche Verlauf der Winkelgeschwindigkeit der Cupulaauslenkung entspricht. Daher ist die Winkelgeschwindigkeit der Parameter, der den Funktionszustand des peripher vestibulären Systems direkt widerspiegelt (SCHMIDT und MÜNKER 1975, REKER 1976).

Eine typische thermische Prüfung mit Gegenüberstellung der drei Nystagmusparameter Winkelgeschwindigkeit, Schlagzahl und Amplitude zeigt Abb. 2. Die vesti-

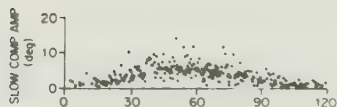
buläre Reaktion auf die Temperaturwelle wird nur in der Winkelgeschwindigkeit unverfälscht deutlich.



Winkelgeschwindigkeit



Schlagzahl



Amplitude

Abb. 2: Zeitverlauf der Parameter Winkelgeschwindigkeit, Schlagzahl, Amplitude bei der thermischen Prüfung (Beispiel entnommen aus /8/). Nur der Parameter "Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase" zeigt eine deutliche Dynamik als Abbild der Temperaturwelle im Felsenbein. Bei den Parametern "Schlagzahl" und "Amplitude" wird der Zeitverlauf durch starke Punkt-zu-Punkt Schwankungen verdeckt.

Klinische Untersuchungen an neurootologischen Patienten bestätigen die Aussagekraft des Parameters Winkelgeschwindigkeit. SOKOLOVSKI (1976) zeigt, daß beim Vergleich der Nystagmusparameter Dauer, Schlagzahl und Winkelgeschwindigkeit eine verminderte vestibuläre Funktion am häufigsten durch die Winkelgeschwindigkeit aufgedeckt wird. Die Bedeutung der Winkelgeschwindigkeit als empfindlicher Indikator bei neurootologischen Krankheitsbildern unterstreicht auch die Untersuchung von ERNST 1982.

3.1.2 Die Schlagzahl

Im klinischen Alltag wird häufig die Schlagzahl pro Zeitintervall, die sogenannte Nystagmusfrequenz, als Intensitätsparameter der vestibulären Reaktion gewählt. Die Schlagzahl kann ohne vorherige Eichung und ohne jedes Hilfsmittel leicht bestimmt werden, während das Ausmessen der Winkelgeschwindigkeit aufwendig ist und eine genaue Blickwinkeleichung voraussetzt.

Sowohl die Winkelgeschwindigkeit als auch die Frequenz sind geeignete Parameter der vestibulären Reaktion (PFALTZ 1974, TOROK 1973, HAID 1981). PFALTZ weist jedoch darauf hin, daß die Schlagzahl den Zusammenhang zwischen vestibulärem Reiz und peripher vestibulärer Antwort nicht so genau wiedergeben kann wie die Winkelgeschwindigkeit, da auch die Dauer der schnellen Nystagmusphase die Schlagzahl beeinflußt. Der Korrelationskoeffizient zwischen Schlagzahl und Winkelgeschwindigkeit liegt bei Gesunden im Bereich 0,45 - 0,69 (MULCH et al. 1978).

Wichtig ist die Schlagzahl zur Beurteilung des zentral-vestibulären Systems. Störungen in der Generation der schnellen Phase, z.B. bei Commotio cerebri oder Arteriosklerose zeigen sich oft nur in der Frequenzkurve.

3.1.3 Die Amplitude

Die Untersuchung der Nystagmusamplitude zeigt, daß dieser Parameter den Funktionszustand des zentral-

vestibulären Systems wesentlich stärker wieder- spiegelt als den peripher-vestibulären Reiz. Dys- funktionen im Hirnstamm können als charakteristische Amplitudenveränderungen sichtbar werden (PFALTZ 1974).

Als Leitlinie für die Auswahl der Nystagmusparameter ergibt sich, daß für die Diagnose peripher-vestibu- lärer Störungen der Winkelgeschwindigkeit die größte Bedeutung zukommt. An zweiter Stelle ist besonders unter dem Gesichtspunkt der Arbeitsvereinfachung auch die Frequenz von Bedeutung. Die Beurteilung des zen- tral-vestibulären Systems dagegen stützt sich auf die Auswertung von Frequenz und Amplitude.

3.2 Mittelwert oder Zeitverlauf als Maß für die vestibuläre Reaktion ?

3.2.1 Die Mittelwerte im Kulminationsintervall

Die Parameter Winkelgeschwindigkeit, Frequenz und Amplitude, auch Intensitätsparameter genannt, werden standardmäßig nicht für jeden einzelnen Nystagmus- schlag sondern als Mittelwert im Kulminationsinter- vall berechnet.

Eine Vielzahl von statistischen Untersuchungen wurde durchgeführt, um Normbereiche für die Mittelwerte der thermischen Reaktion zu ermitteln. Doch hat auch die Ansammlung großer Patientenkollektive in Daten- banken die differentialdiagnostische Trennschärfe der Kulminationsmittelwerte nicht verbessern können (KARBAUMER 1981).

Die Bewertung der thermischen Prüfung anhand der Mittelwerte bleibt oft mit Unsicherheiten behaftet, weil sich aufgrund der großen inter- und intraindividuellen Variabilität der Reizantworten nur schwer Grenzen zwischen einer normalen und einer pathologischen Reaktion ziehen lassen (JONGKEES et al. 1962, KURZEJA 1978). Absolute Normwerte bei der thermischen Prüfung führen zu einer großen Zahl falsch positiver und falsch negativer Befunde (MULCH und LEONARDY 1977, BALOH et al. 1977).

BRÜNINGS schreibt schon 1911: "Bei der Funktionsprüfung des Bogengangapparates kann man von einer absoluten Normalität ebensowenig sprechen wie bei anderen Sinnesorganen. Die Abgrenzung der noch als 'normal' anzusehenden Schwankungsbreite ist willkürlich".

HAID und WIGAND (1976) warnen vor einer "zu engherzigen Abgrenzung von Normalwerten" und erinnern daran, daß bei vielen Patienten erst die genaue Untersuchung auf Spontan- und Provokationsnystagmus zur richtigen Diagnose führt.

Alle vorliegenden Ergebnisse weisen darauf hin, daß es kaum gelingen kann, die Vielfalt der vestibulären Reaktionen bei gesundem und krankem Gleichgewichtssystem nur durch Mittelwerte ausreichend zu beschreiben. Da der Zusammenhang zwischen Temperaturwelle im Felsenbein und Zeitverlauf der vestibulären Antwort durch die Mittelwertbildung unberücksichtigt bleibt, ist eine Feindiagnostik unmöglich. Die Verminderung des Arbeitsaufwandes bei der Auswertung

ist der Hauptvorteil der Kulminationsmittelwerte. Ob dieser Vorteil mit einer Verminderung der diagnostischen Aussagekraft erkaufte werden muß, läßt sich mangels entsprechender Vergleichsstudien bisher nicht entscheiden.

3.2.2 Der Zeitverlauf der vestibulären Reaktion

Alle Kennwerte können nur Hilfsmittel bei der Bewertung der thermischen Reaktion sein. Sie können die Beurteilung der Original-ENG-Kurve nicht ersetzen (NORRÉ 1982).

Entscheidend für die klinische Beurteilung der experimentellen Gleichgewichtsprüfungen ist kein einzelner Kennwert sondern der funktionelle Zusammenhang zwischen Reiz und Reizantwort, die Dynamik der Reaktion. Bei intaktem vestibulärem System findet die Temperaturwelle im Felsenbein ihr Abbild im exponentiellen Anstieg und Abfall der Parameter.

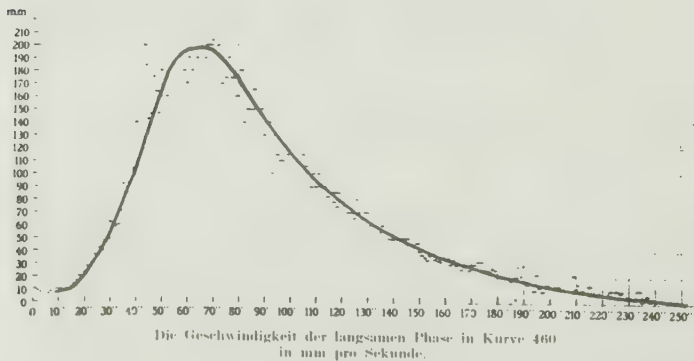


Abb. 3: Zeitverlauf der vestibulären Reaktion bei der thermischen Prüfung, aufgezeichnet von DOHLMAN (1925)

Die Bedeutung der Zeitverläufe der Reaktionsparameter ist schon 1925 von DOHLMAN erkannt worden (Abb.3). PFALTZ und GULICK (1962) betonen die differentialdiagnostische Bedeutung der Abweichungen vom normalen Zeitverlauf in Winkelgeschwindigkeit, Frequenz und Amplitude.

Der Versuch der vollständigen Erfassung und Dokumentation der Nystagmusreaktion scheiterte jedoch bisher an dem hohen Arbeitsaufwand für die Schlag-zu-Schlag-Auswertung der ENG-Registrierung. Die Ausnutzung der Dynamik der vestibulären Reaktion für die Bewertung der Befunde war daher bisher nicht möglich.

Ziel des Computereinsatzes im ENG-Labor muß es sein, dem Untersucher ein Gerät an die Hand zu geben, das den zeitlichen Verlauf aller Parameter automatisch bestimmt, anschaulich darstellt und vollständig dokumentiert. Auf diesem Wege könnte die Computerauswertung einen Beitrag zur differentialdiagnostischen Bedeutung der experimentellen Gleichgewichtsprüfung leisten.

4. Grundprinzipien der Nystagmusanalyse mit dem Digitalrechner

Die vollständige Analyse der elektronystagmographischen Aufzeichnungen ist mit Winkelmesser und Lineal kompliziert und zeitraubend. Für jeden Nystagmusschlag müssen Schlagdauer, Amplitude und die Geschwindigkeit der langsamen Phase bestimmt werden. Für alle Parameter sollte idealerweise nicht nur der Mittelwert berechnet sondern auch der zeitliche Verlauf dargestellt werden.

Der Digitalrechner stellt das geeignete Instrument dar, um die bei der vollständigen Auswertung des ENG anfallende große Datenmenge zu verarbeiten. Mit Hilfe der automatischen Auswertung kann der Untersucher auch im Routinebetrieb die vestibuläre Reaktion vollständig bewerten.

Außerdem erschließt der Computer neue, bisher wenig beachtete Parameter für die Auswertung, z.B. die Geschwindigkeit der schnellen Nystagmusphase. HENRIKSSON (1982) erwartet von der Auswertung der von Schlag zu Schlag auftretenden Veränderung der Nystagmusparameter wichtige diagnostische Rückschlüsse auf zentrale Störungen des vestibulären Systems. Eine solche Detailauswertung ist praktisch nur mit dem Computer durchführbar.

Als Voraussetzung für die Verarbeitung in einem Digitalrechner wird das Signal in eine Folge von Datenpunkten zerlegt. Der Analog-Digital-Wandler am Eingang des Rechners speichert die momentane

Spannung und wandelt sie in eine proportionale Zahl um.

Die Abtastrate gibt an, wie viele Momentanwerte aus dem Kurvenzug pro Zeiteinheit in Zahlen umgewandelt werden. Um eine hinreichend formgetreue Wiedergabe des ENG-Signals zu erreichen, sind mehr als 40 Abtastungen pro Sekunde erforderlich. Soll auch die schnelle Phase des Nystagmus ausgewertet werden, ist eine Abtastrate von mindestens 100/sec zu fordern /21/. Werden deutlich niedrigere Abtastraten gewählt (z.B. 25 Hz /22/), wird das Signal verstümmelt.

Das Erkennen der typischen Sägezahnkurve im Original-ENG kann als Klassifikationsproblem aus dem Bereich der Mustererkennung (pattern recognition) behandelt werden. Der Beobachter (Mensch oder Maschine) muß entscheiden, ob dem vorgelegten Signal bestimmte Attribute zukommen. Jedes Signal fällt aufgrund der Attribute in bestimmte vorgegebene Klassen, z.B. Nystagmus und Artefakt. Es muß eine Rechenvorschrift so gefunden werden, daß alle vorgelegten Signale anhand der Attribute in die richtige Klasse eingeordnet werden (ITZINGER 1976).

Lösungsansätze für die Verarbeitung biologischer Signale liegen zwischen zwei Polen:

1. Imitation des Nervensystems

Es wird versucht, die Problemlösungen, die die Natur in der Evolution gefunden hat, mit den Methoden der Nachrichten- und Regelungstheorie zu beschreiben (Kybernetik) und für technische Systeme nutzbar zu machen (Bionik) /79/.

2. Mathematisch theoretischer Ansatz

Auf dem Boden der Theorie der Mustererkennung wird versucht, die Signalverarbeitung durchzuführen, ohne dabei die in der Natur vorliegenden Strukturen nachzuahmen /100/.

In der Praxis ist weder der eine noch der andere Lösungsansatz in seiner reinen Form zu verwirklichen, doch lassen sich die Ergebnisse der Mustererkennungstheorie leichter in ein Computerprogramm umsetzen als die Erkenntnisse der Neurophysiologie. Oft fließen auch heuristische Ansätze mit in das Programm ein.

Vielen modernen Computersystemen zur Biosignalverarbeitung ist ein zweistufiger Aufbau gemeinsam. In der ersten Stufe wird die Erkennung der interessierenden Strukturen durchgeführt (Mustererkennung). In der zweiten Stufe erfolgt die genaue Prüfung der erkannten Strukturen auf Störungen und Artefakte (Selektionsstufe).

4.1 Nystagmuserkennung

Die Vielzahl der Verfahren zur Nystagmuserkennung kann in zwei Hauptgruppen eingeteilt werden:

1. Analyse des differenzierten ENG-Signals, d.h. der Geschwindigkeitskurve, in Weiterentwicklung der Analogauswertung nach HENRIKSSON (1955).
2. Analyse des Original-ENG-Signals auf der Basis einer modernen Mustererkennung

4.1.1 Analyse des differenzierten ENG-Signals

Der überwiegende Teil der bisher vorgestellten Computersysteme zur ENG-Auswertung übernimmt das Analyseprinzip, das schon in den Analoggeräten nach HENRIKSSON zur Anwendung kam:

Durch Differenzieren der Original ENG-Kurve wird die Geschwindigkeitskurve ermittelt, in der die schnellen Phasen als tiefe Einbrüche erkennbar sind (Abb. 4).

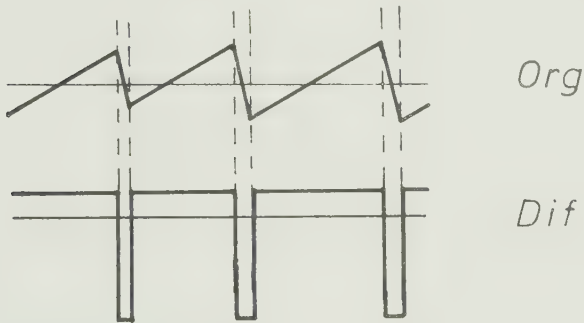


Abb. 4: Als Sägezahnkurve idealisiertes ENG mit Original-Kurve (Org) und differenziertem Signal (Dif). Die schnellen Nystagmusphasen sind im differenzierten Signal als kurzzeitige Einbrüche zu erkennen.

Einfache Systeme zur Erkennung der Nystagmusschläge arbeiten mit einer festen Geschwindigkeitsschwelle. Bei Überschreiten der starr vorgegebenen Schwelle wird ein Nystagmusschlag registriert.

Dieses Auswertungsprinzip hat zur Voraussetzung, daß der registrierte Nystagmus fast der idealen Sägezahnform entspricht. Für die optokinetische Prüfung ist die Bedingung häufig erfüllbar. Bei der thermischen Prüfung mit ihren langsam abfallenden Geschwindigkeiten muß die an der starren Schwelle orientierte Auswertung versagen.

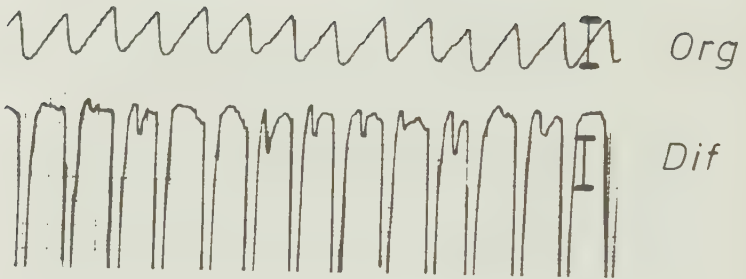
Um auch nichtideale ENG-Registrierungen auswerten zu können, werden zusätzliche Bedingungen für die Erkennung eines Nystagmusschlages eingeführt. Zur Geschwindigkeitsschwelle kommt eine Zeitschwelle hinzu. Die vorgegebene minimale Geschwindigkeit muß für eine Mindestzeit überschritten werden. Im Off-Line-Betrieb mit interaktiver Anpassung der Schwellen an das Signal durch ständiges Eingreifen des Benutzers konnte dieses Prinzip erfolgreich eingesetzt werden (BALOH et al. /7/).

Eine vollautomatische Auswertung der Geschwindigkeitskurve erscheint möglich, wenn der Computer die Anpassung der Auswahlkriterien an die Besonderheiten des Signals selbst vornimmt. In einem Regelkreis dienen dabei die Kennwerte der schon erkannten Nystagmusschläge als Maßstab für die Auswahl des nächsten Schlages (ALLUM et al. /3/). Eine solche adaptive Regelung ist theoretisch einer vom Eingangssignal unabhängige Auswertung überlegen. Bei der Aus-

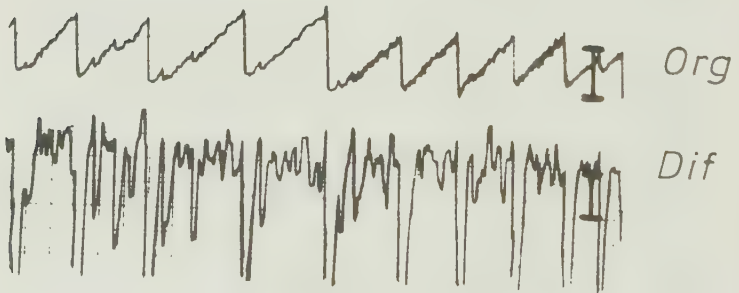
wertung von Reaktionsmustern mit Pausen, Dysrhythmien und schwankenden Amplituden kann sie jedoch leicht zu falschen Ergebnissen führen, weil diagnostisch wichtige, aber vom Trend abweichende Schläge als Artefakte verkannt und ausgesondert werden. Bei der Auswertung der thermischen Prüfung besteht die Gefahr, daß mit dem Abklingen der Reaktion die Empfindlichkeit der Auswertung immer weiter erhöht wird, und eine Vielzahl von Artefakten, als Nystagmus gewertet, die Auswertung verfälscht.

Eine grundsätzliche Schwierigkeit bei allen Verfahren, die die Geschwindigkeitskurve nutzen, liegt in der hohen Störanfälligkeit. Die typischen "biologischen Artefakte", wie Muskelpotentiale (EMG, EKG) und EEG, enthalten viele schnelle Anteile, die in der Ableitung gegenüber dem Nutzsignal hervorgehoben werden. In der Ableitung ist das Verhältnis Nutzsignal zu Störsignal daher deutlich schlechter als in der Originalkurve. Abbildung 5 zeigt in der Gegenüberstellung von Originalsignal und differenziertem Signal, daß auch bei einem verrauschten Signal die Analyse der Originalkurve fehlerfrei möglich ist, während die Analyse der Geschwindigkeitskurve als fast undurchführbar erscheint.

Durch eine Filterung des Signals kann hier keine Abhilfe geschaffen werden, denn ein Filter, das die Störungen ausreichend stark dämpft, ebnet auch die schnellen Flanken ein, und macht ihre Erkennung in der Ableitung unsicher.



A fast rauschfreie Registrierung



B praxisnahe, verrauschte Registrierung

Abb. 5: Gegenüberstellung von Original-ENG (Org) und differenziertem ENG (Dif) für zwei Signalqualitäten: A fast rauschfreie Registrierung, B praxisnahe, verrauschte Registrierung (Kurven entnommen aus COATS /25/). In der praxisnahen, leicht verrauschten Registrierung B ist die differenzierte Kurve nicht zuverlässig beurteilbar.

4.1.2 Analyse des Original-ENG-Signals

Das Erkennen der Sägezahnkurve des ENG konnte bisher nicht als fehlersicherer Computeralgorithmus ausgedrückt werden, denn der Aufwand und die Schwierigkeiten einer Mustererkennung im Computer sind sehr hoch. Es gilt, integratives und assoziatives Denken in einer Maschine nachzubilden, die nur JA/NEIN-Entscheidungen kennt. Der Mensch extrahiert aus der Fülle der visuellen Informationen Formen und Muster und deutet sie durch Vergleich mit gelernten und gespeicherten Mustern. Der Computer analysiert eine Folge von Datenpunkten und scheitert oft schon an der Aufgabe, wesentliche Änderungen im Datenstrom von rein zufälligen Veränderungen zu unterscheiden.

Zwei Analyseprinzipien werden zur Auswertung des Originalsignals eingesetzt:

1. Registrierung der Nulldurchgänge im ENG und Auswertung nach Vorgabe der Schlagrichtung /135/.
2. Aufsuchen der Richtungswechsel (Mini-Max-Punkte) der ENG-Kurve durch Punkt-zu-Punkt Analyse /72, 129/.

Eine Auswertung allein mit Hilfe dieser Prinzipien ist nur bei ENG-Signalen möglich, die der idealen Sägezahnform sehr nahe kommen (optokinetischer Nyctagmus).

Ein sehr großer Fortschritt bei der Auswertung nicht-idealer Signale wird durch die Kombination von Prinzip 2 (Richtungswechsel) mit zusätzlichen Bedingungen

erreicht. Der Richtungswechsel muß für mehrere aufeinanderfolgende Punkte anhalten und es muß eine Mindestamplitude erreicht werden (ANZALDI und MIRA 1975). Unterschiedliche Schwellenkriterien für die langsame und die schnelle Phase führen zu einer weiteren Verbesserung der Auswertung (SILLS et al. 1975). Diese Programme können nur interaktiv arbeiten, weil die Nystagmusrichtung vorgegeben und die Amplitudenschwelle dem Signal angepaßt werden muß. Ein Richtungswechsel des Nystagmus während der Reaktion, wie er z.B. bei der thermischen Prüfung durch einen überlagerten Spontannystagmus auftreten kann, wird durch die Maschine nicht erkannt. Bei jedem Richtungswechsel muß der Benutzer eingreifen. Eine rotatorische Prüfung kann nur ausgewertet werden, wenn sie abschnittsweise in den Computer gegeben wird (HUYGEN 1979).

Ausgehend von der Suche nach Richtungswechseln in Kombination mit einer festen Amplitudenschwelle stellen GERULL et al. (1979) einen Algorithmus zur On-Line-Analyse des Nystagmus vor, der die Schlagrichtung automatisch erkennt und ohne interaktive Hilfestellung arbeitet. Das Programm befindet sich in der klinischen Erprobung.

4.2 Selektionsstufe

Zwei Arten von Fehlern sind bei der Nystagmuserkennung zu beachten, das Auslassen eines echten Nystagmusschlages (falsch negativ) und die Bewertung eines Artefaktes als Nystagmus (falsch positiv).

Die Rate der falsch positiven Auswertungen kann durch eine Selektionsstufe, die sich an die Nystagmuserkennung anschließt, vermindert werden. Durch Vergleich der aktuellen Nystagmusparameter mit dem Bereich der physiologischerweise möglichen Werte werden Artefakte nachträglich ausgesondert.

Neben Maximal- und Minimalwerten für jeden der drei Nystagmusparameter können lineare und nichtlineare Verknüpfungen zwischen den Parametern als Selektionskriterium eingesetzt werden. So wie das menschliche Auge sollte auch die Selektionsstufe den gesamten Nystagmusschlag in die Bewertung einbeziehen. Nicht nur die schnelle Phase sondern auch die langsame Phase und der funktionelle Zusammenhang zwischen beiden sollten berücksichtigt werden.

4.3 Anforderungen an eine Computer-Analyse des Nystagmus

Die aktuelle Diskussion über die Computerauswertung des ENG wird von zwei Hauptproblemen beherrscht:

- die Verbesserungsmöglichkeiten für die beiden Analyseprinzipien Auswertung der Geschwindigkeitskurve und Auswertung der Original-Weg-Zeit-Kurve.
- die Auswahl und Verknüpfung der Selektionskriterien

Zunehmend komplexere Algorithmen und differenziertere Kriterien verbessern teilweise die Auswertung,

gleichzeitig erfordern sie jedoch immer längere Rechenzeiten. Damit wird ein Hauptziel, der On-Line-Betrieb, immer schwieriger zu erreichen.

Bei der Auswertung der Vor- und Nachteile bisher erprobter Analyseverfahren für das ENG-Signal ergeben sich mit Blick auf die vollautomatische On-Line-Analyse folgende Forderung an das Analysesystem:

1. Sichere Selektion echter Nystagmusschläge von Artefakten
2. Schnelligkeit, Auswertung ohne Datenrückstau
3. Datenreduktion unter Bewahrung der vollen Information
4. Präzision in der Bestimmung der Kenngrößen eines jeden Nystagmusschlages

Ausgehend von diesen Forderungen wurde eine neue, musterorientierte zweistufige Nystagmusanalyse entworfen und bis zur Praxisreife entwickelt.

5. Eine neue, musterorientierte zweistufige Nystagmusanalyse

5.1 Einführung in die Logik des Algorithmus

Schon erste Vorversuche zeigten, daß die Grundaufgabe der ENG-Analyse, das Klassifikationsproblem Nystagmus oder Artefakt, nur auf den ersten Blick als leicht lösbar erscheint. Der Übergang vom idealen Sägezahnmuster auf reale biologische Nystagmus-signale führte auf eine Vielzahl von Problemen. Es erwies sich als schwierig, im Computerprogramm zu spezifizieren, welche Abweichungen vom Ideal unwichtig sind, und welche Abweichungen eine solche Bedeutung haben, daß sie zu einer anderen Klassifizierung führen müssen.

Die vollständige mathematische Behandlung dieses Mustererkennungsproblems ist bisher nicht möglich (HUNT 1975). An die Stelle der mathematischen Lösung muß daher ein heuristischer Ansatz treten.

Schon in einer frühen Entwicklungsphase des Analysesystems wurde die Entscheidung für einen zweistufigen Aufbau getroffen. In der Stufe 1, der Mustererkennungsstufe wird das ENG-Signal auf Muster abgeprüft, die einen Nystagmus enthalten könnten. In der zweiten Stufe, der Selektionsstufe, wird eine sorgfältige Prüfung und Auswahl der gefundenen Muster durchgeführt, um echte Nystagmusschläge von Artefakten sicher zu trennen.

5.1.1 Die Mustererkennungsstufe

Verschiedene Prinzipien der Mustererkennung wurden mit idealisierten und mit echten ENG-Signalen erprobt. Dabei hat sich das Prinzip der Mustererkennung auf DREIECKE als besonders wirkungsvoll erwiesen. Es wurde ein Algorithmus entwickelt, der nach Dreiecken beliebiger Form, nicht nach dem typischen Sägezahn sucht. So wird eine Vorauswahl der Nystagmusrichtung vermieden.

Den Algorithmus erkennt ein Dreieck, wenn er im Eingangssignal die Aufeinanderfolge eines ansteigenden und eines abfallenden Trends findet. Ein Trend wird durch eine Mindestanzahl von Datenpunkten, die sich gleichsinnig um einen Mindestbetrag ändern, gesetzt. Die Diskriminationsparameter für die Auslösung einer Trendwende sind also:

1. Die Anzahl der Punkte im Trend
2. Die Amplitudendifferenz

Diese Parameter müssen so eingestellt werden, daß die Nystagmusschläge in dem breiten Spektrum normaler und pathologischer Reaktionsformen sicher erkannt werden.

Bei der Entwicklung des Algorithmus wurden Testläufe in folgenden Stufen mit steigendem Schwierigkeitsgrad durchgeführt:

1. Erkennung eines idealen Sägezahnmodells aus dem Funktionsgenerator.
2. Computersimuliertes ENG-Signal
 - 2.1 Der Reiz der thermischen Prüfung wurde als Funktion $t^2 \times \exp(-t^2)$ angenähert und die langsame Phase des Nystagmus proportional zum Reiz verändert.
 - 2.2 Auch die Geschwindigkeit der schnellen Phase wurde in Abhängigkeit vom Reiz entsprechend der nicht-linearen Kennlinie nach HONRUBIA /57/ verändert.
 - 2.3 Statistisch schwankende Störgrößen wurden mit wachsender Amplitude auf das Grundsignal aufgeschaltet.
3. Referenzpatienten

Aus dem Untersuchungsgut des Vestibularislabors wurden 28 typische thermische Prüfungen mit einem Magnetbandgerät (FM-moduliert, 0 - 500 Hz) aufgezeichnet. Es wurden vier Ableitungen registriert: bitemporal, horizontal links und rechts, vertikal rechts. Bei der Auswahl der Referenzpatienten wurde versucht, ein möglichst breites Spektrum an normalen und pathologischen Reaktionsformen einzubeziehen. Die Registrierungen wurden in allen Parametern konventionell ausgewertet, um eine klare Zielvorgabe für die Computerauswertung zu setzen.

Praxistest

4. An über hundert nichtselektierten Patienten im

Routineablauf des Vestibularislabor s konnte die Praxistauglichkeit des Systems überprüft werden.

Bei der Erprobung der Mustererkennung konnten die Stufen 1 und 2 rasch abgeschlossen werden. Eine längere Experimentierphase, die im Wechselspiel von Mensch und Maschine zu immer neuen Feinjustierungen der Parameter führte, war auf der Stufe 3, Referenzpatienten, erforderlich. Es erwies sich als schwierig, das sehr breite Spektrum der intra-individuellen Schwankungen in den Nystagmusreaktionen mit Hilfe feststehender Diskriminationsparameter auszuwerten.

Es wurden deshalb auch Versuche mit adaptiven Systemen durchgeführt. Die automatische Anpassung der Diskriminationsparameter an das Signal führte häufig zu fast fehlerfreien Auswertungen. Es traten jedoch auch völlig falsche Auswertungen auf, wenn die Regelung sich statt an echte Nystagmusschläge an eine Reihe von Artefakten adaptierte. Daher wurde mit Blick auf ein zuverlässiges System für den Routinebetrieb nur die Entwicklung der Mustererkennung mit festjustierten Parametern weitergeführt.

Nach Abschluß der Entwicklungsstufe 3 konnte erreicht werden, daß schon durch die Mustererkennung die echten Nystagmusschläge weitgehend von Artefakten abgetrennt werden. Die Parameter wurden so justiert, daß große kurze Störspitzen (z.B. Blinzelartefakte) den erkannten Trend nicht umkehren, weil zu wenig Punkte dem scheinbar neuen

Trend folgen. Die ständigen Fluktuationen (z.B. EEG, EMG) werden im digitalen Filter abgeschwächt und können wegen ihrer kleinen Amplitude keinen neuen Trend setzen.

Bei Kurven, die für das Auge des erfahrenen Untersuchers noch in allen Parametern auswertbar sind, erreicht der Algorithmus schon nach der Mustererkennungsstufe eine Zuverlässigkeit von 90 bis 95%. Die Zahl der falsch negativ bewerteten Schläge, d.h. der echten Nystagmusschläge, die nicht erkannt werden, und die damit unwiederbringlich verloren sind, liegt bei 1%.

Nach der Mustererkennung werden nur die Koordinaten der erkannten Dreiecke gespeichert, also Amplitude und Zeitpunkt für die drei Eckpunkte. Bei einer Gesamtzahl von 200 bis 300 Nystagmusschlägen pro thermischer Prüfung ergibt sich ein Speicherbedarf von $300 \times 6 = 1.800$ Speicherplätzen. Damit ist eine erhebliche Reduktion der Datenmenge gegenüber dem Datenstrom am Eingang der Mustererkennungsstufe erreicht. Am Eingang fallen 200 Werte pro Sekunde, während einer thermischen Prüfung von 150 sec Dauer also 30.000 Zahlen an. Dieser Zahlenberg würde den Arbeitsspeicher eines Microcomputers völlig blockieren. Für den On-Line-Betrieb ist es daher unbedingt erforderlich, den Datenstrom schon zu Beginn der Verarbeitung drastisch zu reduzieren. Der zweistufige Aufbau der Nystagmusanalyse mit Mustererkennungs- und Selektionsstufe erlaubt es, die erforderliche schnelle Datenreduktion ohne eine Einbuße an Präzision bei der Auswertung zu erreichen.

Mustererkennung

Zwischen-
Speicher

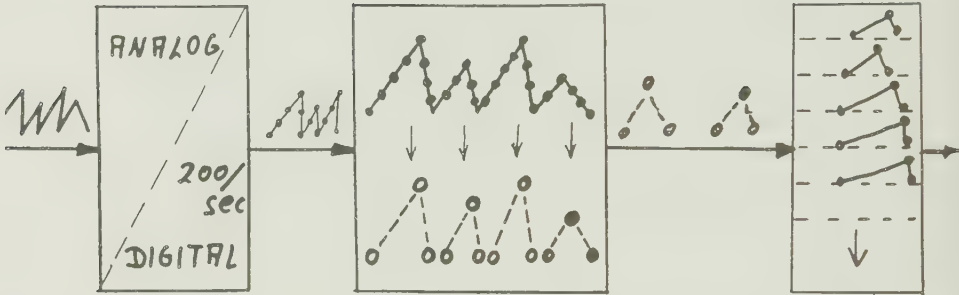


Abb. 6: Schematischer Ablaufplan: Signalfluß vom Analog-Digital-Wandler am Eingang des Computersystems über die Stufe 1 (Mustererkennung) bis zum Zwischenspeicher für die erkannten Dreiecke

5.1.2 Die Selektionsstufe

Die Selektionsstufe kommt in den Pausen zwischen den Spülungen zum Einsatz. Ohne Zeitdruck können die gespeicherten Werte Dreieck für Dreieck durchgemustert werden. Für die Selektionsstufe muß eine Kombination von Diskriminationsfunktionen gefunden werden, die jedes gespeicherte Dreieck sicher nach Rechtsnystagmus, Linksnystagmus und Artefakt klassifiziert.

Solche Diskriminationsfunktionen können bei der Analyse biologischer Signale nur in Ausnahmefällen theoretisch gefunden werden. In der Praxis steht immer die interaktive Entwicklung im Wechselspiel von Mensch und Maschine im Vordergrund. Dem Computer werden vom Bandgerät immer wieder dieselben Signalfolgen vorgespielt, während die Parameter der Diskriminationsfunktionen vom Entwickler vorsichtig verändert werden. Idealerweise sollte der Computer dabei allmählich lernen, die Entscheidungen genauso zu treffen wie der Entwickler; er sollte sich dessen Erfahrungsschatz also zu eigen machen. Das heuristische Vorgehen des Menschen, der sich bei der Variation der Parameter auch von seiner Intuition leiten läßt, ist bei dieser Entwicklungsaufgabe einem automatischen Trainingsalgorithmus meist überlegen (ANDREWS 1972).

Die Selektionsstufe wurde anhand der Referenzpatienten (Stufe 3) entwickelt und später anhand der Routinepatienten (Stufe 4) feinjustiert.

Eine Kombination von sechs Entscheidungskriterien, vier absoluten Grenzwerten und zwei dynamischen Kriterien, erwies sich als wirksam und ausreichend für eine sichere Selektion:

1. Absolute Grenzen

1.1 Minimale Amplitude $AMP_{\min} = 1,2^{\circ}$

1.2 Minimale Geschwindigkeit der langsamen Phase
 $SPV_{\min} = 2^{\circ}/\text{sec}$

1.3 Maximale Geschwindigkeit der langsamen Phase
 $SPV_{\max} = 80^{\circ}/\text{sec}$

1.4 Maximale Geschwindigkeit der schnellen Phase
 $FPV_{\max} = 250^{\circ}/\text{sec}$

2. Dynamische Kriterien

2.1 Minimale Geschwindigkeit der schnellen Phase
in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der
langsamen Phase $FPV_{\min} = f (SPV)$

2.2 Maximale Amplitude als Funktion des Form-
verhältnisses $AMP_{\max} = f (FPV/SPV)$

Die absoluten Grenzen werden nur selten angesprochen. Sie sind jedoch wichtig für die Festlegung des Reaktionsendes bei der thermischen Prüfung. Entscheidend für die Artefaktunterdrückung ist die Festlegung der Kennlinien für die dynamischen Kriterien. Die in einer Vielzahl von Versuchen ermittelte nicht-lineare Kennlinie $FPV_{\min} = f (SPV)$ nutzt zur optimalen Selektion die physiologische Abhängigkeit zwischen der schnellen und der langsamen Nystagmusphase (Abb. 7). Diese Kennlinie erlaubt es, auf die Auswertung der vertikalen Ableitung zur Erkennung der Blinzelartefakte ganz zu verzichten.

In der Selektionsstufe steigt die Gesamtzuverlässigkeit der Nystagmuserkennung durch Elimination der in der Mustererkennungsstufe falsch positiv erkannten Artefakte stark an. Bei der Auswertung von Routinepatienten ergab sich eine Gesamtfehlerrate von weniger als 2%. Da also 98 von 100 Schlägen richtig erkannt werden, sind die Reaktionsparameter, die der Computer automatisch ermittelt, ein zuverlässiges Spiegelbild der vestibulären Reaktion.

Im Vorgriff auf zukünftige Einsatzgebiete wurde die hier vorgestellte Nystagmusanalyse auch bei der ro-

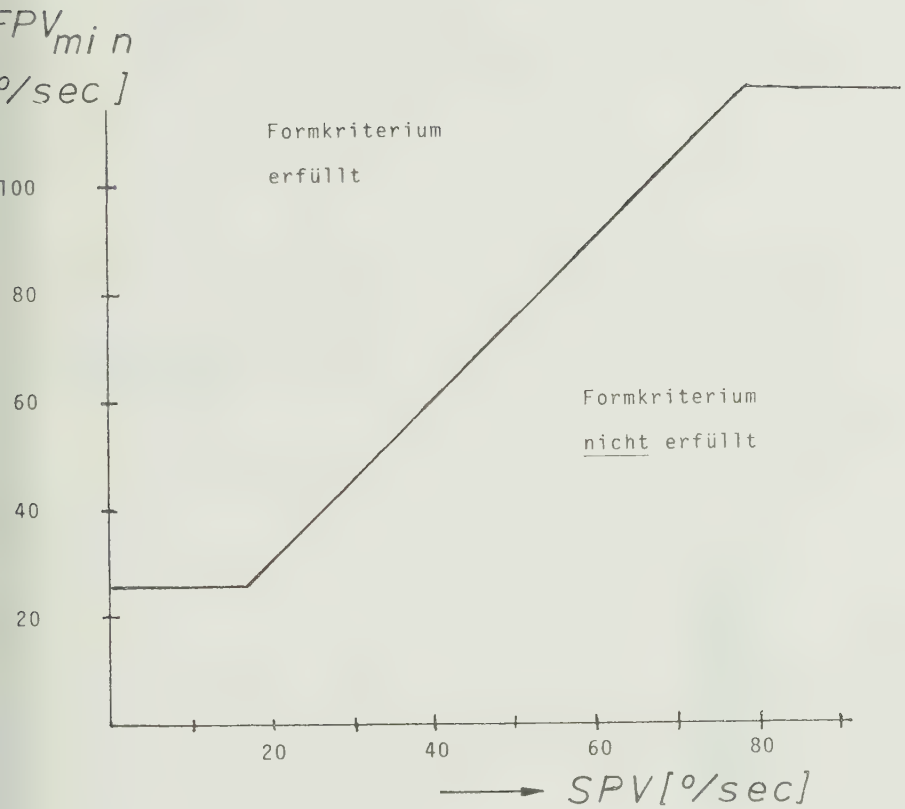


Abb. 7: Dynamisches Selektionskriterium:
Minimal geforderte Geschwindigkeit der schnellen Phase FPV_{min} in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit der langsamen Phase SPV .

tatorischen Prüfung erprobt. Nach einer Feinjustierung der Kriterien konnte, ohne die Auswertung der thermischen Prüfung zu beeinträchtigen, eine Auswertung der Stuhlpendelung bis nahe an die Nulldurchgänge der Kurven erreicht werden.

Damit ist die Leistungsfähigkeit dieses neuen Algorithmus nachgewiesen, der alle ENG-Signale mit einem festen Satz von Kriterien verarbeitet. Auf eine adaptive Nachregelung der Diskriminationsparameter kann verzichtet werden. Die fest eingestellten Parameter garantieren, daß die vom Computer erkannten Trends nicht etwa Artefakte durch Adaptation sind, sondern auf echten Veränderungen im Signal beruhen. Diese Nystagmusauswertung bietet damit eine zuverlässige Basis für die vollautomatische Auswertung im Routinebetrieb.

5.2 Automatische Eichung

Jede quantitative Auswertung der elektronystagmographischen Registrierung hat eine genaue Blickwinkleichung zur Voraussetzung. Um den Untersucher zu entlasten, und um die Genauigkeit der ermittelten Kennwerte sicherzustellen, wurde ein neuer Weg beschritten: die vollautomatische Auswertung der Eichung durch den Computer.

Während der Proband abwechselnd auf die beiden Eichlampen blickt, ermittelt der Computer ein Histogramm, aus dem sich die Verteilung der Blickrichtungen ablesen läßt (Abb. 8). Die Maxima der Verteilung ent-

sprechen dem Blick auf die Eichpunkte, denn hier verweilt der Blick am längsten. Die Maxima werden vom Computer automatisch aufgesucht. Aus ihrem Abstand ergibt sich der gesuchte Eichfaktor zur Umrechnung von Spannungen im Winkel.

EICHWERT 26.26 GRAD /VOLT

EICHUNG O. K. ? []
ODER WIEDERHOLEN? [W]

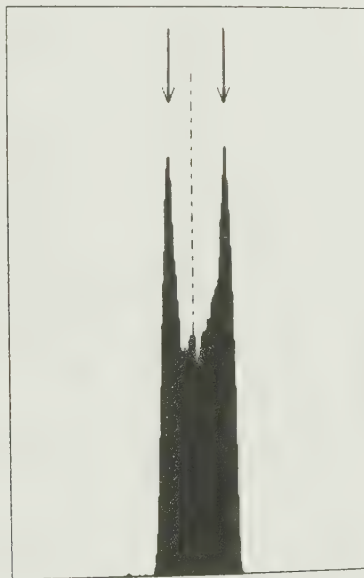


Abb. 8: Automatische Eichung: Vom Computer ermitteltes Blickrichtungshistogramm. Die rechte und linke Begrenzungslinie markieren den Meßbereich. Die Spannungsdifferenz zwischen den Maxima entspricht dem Abstand der Eichlampen.

Das Histogramm und die gefundenen Maxima werden auf dem Bildschirm dargestellt, um dem Untersucher auf einen Blick die Kontrolle der Computereichung zu ermöglichen. Elektrodenfehler werden in dieser Darstellung ebenso sicher erkannt wie die mangelnde Kooperation des Probanden.

Wird die Registrierung des ENG mit einem Wechselspannungsverstärker durchgeführt, ist der systematische Eichfehler durch Abfall der Spannung bei konstanter Blickrichtung zu berücksichtigen. Der Eichfehler ist abhängig von der Zeitkonstante des Verstärkers und der Häufigkeit der Blickwechsel. Werden praxisgerecht 1 Blickwechsel/sec und eine Zeitkonstante von 4 sec angenommen, ergeben Messung und Berechnung einen Eichfehler von 2%. Zieht man die übrigen Störeinflüsse auf die Genauigkeit der ENG-Registrierung in Betracht (siehe Kapitel 2.2.2) kann dieser Fehler toleriert werden.

Die neue automatische Auswertung der Eichung durch den Computer hat sich als außerordentlich zuverlässig und arbeitssparend erwiesen. Sie stellt einen wichtigen Baustein im Gesamtsystem der Computeranalyse des ENG dar.

5.3 Datenaufbereitung und graphische Darstellung

KORNUBER schreibt 1966: "Der Glaube an Laborbefunden dringt allmählich auch in die Vestibularisdiagnostik vor und schläfert den Kliniker ein. Zuweilen steht er ratlos vor Ergebnissen, die einander wider-

sprechen, oder bemerkt zu spät, daß ein Laborbefund in die falsche Richtung wies".

Daher ist es besonder wichtig, der Datenaufbereitung und graphischen Darstellung im Rahmen des Gesamtsystems besondere Aufmerksamkeit zu widmen. An dieser Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine entscheidet sich, ob der Benutzer neue, differenzierte Erkenntnisse gewinnt, oder ob er durch die Datenfülle eingeschläfert wird.

Das Ergebnis der Nystagmussuche und -Analyse liegt im Computer zunächst als eine Folge von Kenndaten für jeden Nystagmusschlag vor (Abb. 9). Aufgabe des Computers muß es sein, diesen Zahlenberg so aufzubereiten und darzustellen, daß der Untersucher schnell und sicher zu einer Beurteilung der vestibulären Reaktion findet.

NO.	P TIME SEC	FREQUENZ 1/30SEC	AMPL GRAD	VLGS GRAD/SEC	KRITERIUM
1	1.63	56	7.1	17	0
2	2.11	56	7.1	17	0
3	2.53	56	7.1	17	0
4	3.00	55	7.1	17	0
5	3.45	55	7.1	17	0
6	4.29	54	7.1	17	-6
7	4.84	54	7.2	17	0
8	5.35	53	7.3	17	0
9	6.96	53	7.5	17	0
10	7.83	54	7.7	17	0
11	8.27	54	7.9	18	-6
12	8.87	54	8.1	19	0
13	9.43	55	8.3	19	0
14	9.89	55	8.5	20	0
15	10.51	55	8.7	21	0
16	10.99	56	8.9	21	0
17	11.54	56	9.1	22	0
18	12.05	56	9.3	22	0
19	12.56	57	9.5	22	0
WEITER? JA [], NEIN [N]					

Abb. 9: Nystagmusparameter für jeden Schlag.
 Spaltenweise aufgelistet sind: Laufende Nummer, Zeitpunkt, Frequenz, Amplitude, Geschwindigkeit der langsamen Phase und die Bewertung durch die Selektionsstufe (-6 = Selektion nach Kriterium 6).
 Auf Wunsch kann außerdem die Geschwindigkeit der schnellen Phase ausgegeben werden.

Zwei Wege können beschritten werden, um dem Untersucher den Zugang zu dem Datenberg zu erleichtern:

1. Datenreduktion: Die Ausgangsdaten werden auf einige Kennzahlen, z.B. die Mittelwerte im Kulminationsintervall reduziert. Diese Kennzahlen werden durch Vergleich mit empirisch gewonnenen Parameterkonstellationen bestimmten Gruppen von Krankheitsbildern zugeordnet (RANACHER /101/). Ziel des Weges der Datenreduktion ist die Stellung der Diagnose incl. Arztbrief durch den Computer (HOFFERBERTH /51/).
2. Datenaufbereitung: Ziel der Datenaufbereitung ist die Vermittlung eines möglichst genauen Eindrucks vom Reaktionsablauf, so wie er sich auf der Original-ENG-Registrierung verfolgen läßt. Die Darstellung soll den Zeitverlauf der Reaktionsparameter in synoptischer Gegenüberstellung für alle vier Spülungen enthalten und prima vista eine Beurteilung erlauben. Die Datenfülle wird durch geeignete graphische Darstellungen bewältigt.

Die Versuche zur Datenreduktion mit anschließender automatischer Diagnosestellung lassen sich nicht in die Praxis übertragen, denn nur bei wenigen Patienten läßt sich aus der Parameterkonstellation der thermischen Prüfung gleich die Diagnose stellen. Die Reduktion der Daten durch den Computer führt zu einem gravierenden Informationsverlust und eventuell auch zu Fehldiagnosen. In dieser Arbeit wurde daher der Weg der Datenaufbereitung beschritten.

Für die Darstellung der vier Spülungen der thermischen Prüfung bietet sich eine Vier-Quadanten-Darstellung an. GORLIA (1965) führte diese Darstellung in die Vestibularisdiagnostik ein. Ein Beispiel für die graphische Darstellung der Reaktionsparameter auf dem Computerbildschirm zeigt Abb. 10.

In den vier Quadranten ist die momentane Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase für die Zeit nach Ende der Ohrspülungen aufgetragen. Der gemeinsame Nullpunkt für Abszisse und Ordinate ist der Mittelpunkt des Diagramms. Von dort ist auf der Abszisse die Zeit aufgetragen, nach links für die Spülungen 1 und 4, nach rechts für 2 und 3. Positive Werte der Winkelgeschwindigkeit sind für die Spülungen 1 und 2 von der Mittellinie nach unten, für 3 und 4 nach oben aufgetragen. Die ermittelte Winkelgeschwindigkeit wird vom Computer dann mit einem positiven Vorzeichen versehen, wenn die Nystagmusrichtung der für die Spülung erwarteten Richtung entspricht.

NAME:

GEB: 1.11.06

U-DAT.: 18.10.82

V.-DIAG.: VERTIGO UNKLARER GENESE

FILE-NR. 227

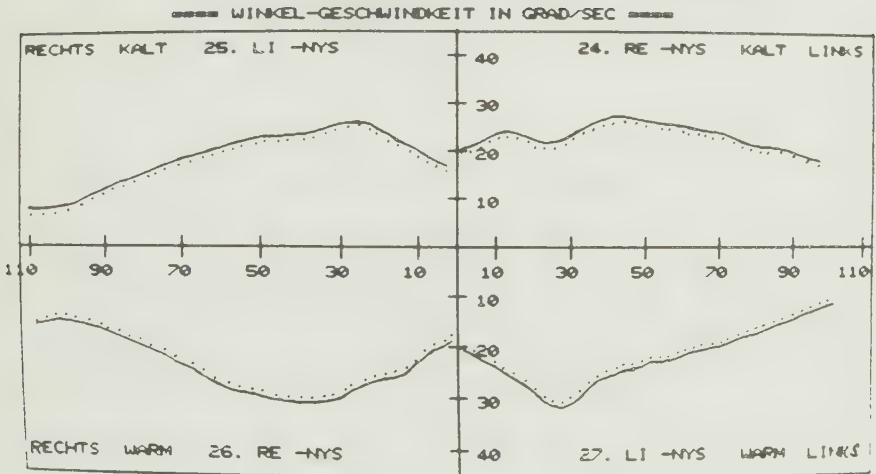


Abb: 10: Vier Quadranten-Darstellung der vestibulären Reaktion bei der thermischen Prüfung. In den Quadranten ist der Zeitverlauf eines Nystagmusparameters (im Beispiel: Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase) für die vier Spülungen dargestellt.

Folgende Parameter können in der Vier-Quadranten-Darstellung abgerufen werden:

- Frequenz
- Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase
- Amplitude
- Summe der Amplituden

Um eine Labyrinthreaktion mit einem Blick beurteilen zu können, erstellt der Computer außerdem Kalorigramme nach HAID (1976) für Frequenz und Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase (Abb. 11).

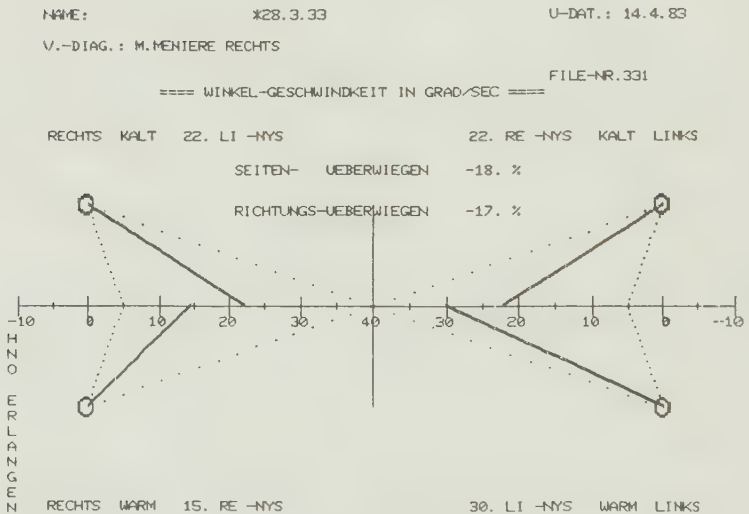


Abb. 11: Kalorigramm nach HAID
Auf der Grundlinie sind die Mittelwerte im Kulminationsintervall (im Beispiel für die Winkelgeschwindigkeit der langsamen Phase) aufgetragen.

In jede graphische Darstellung können außerdem die nach JONGKEES berechneten Kennwerte für Seiten- und Richtungsüberwiegen eingeblendet werden.

Am Ende der Untersuchung werden die Zeitverläufe für alle drei Parameter (Frequenz, Winkelgeschwindigkeit und Amplitude) in komprimierter Form in einer sequentiell organisierten Datenbank gespeichert. Zur Verlaufskontrolle und bei wissenschaftlichen Fragestellungen können alle Ergebnisse jederzeit wieder abgerufen werden.

5.4 Technische Realisierung

Als Voraussetzung für die erfolgreiche Realisierung des neuen Auswerteverfahrens auf einem modernen Computer wurde ein speziell zugeschnittenes Hardware-Konzept für die Nystagmusanalyse entworfen. Das System enthält folgende vier Hauptkomponenten:

1. Mikrocomputer LSI 11/2
mit 30 KB Speicher (KB = Kilo-Byte = 1024×8 Bit)
2. 12 Bit Analog-Digital-Wandler mit direkten Speicherzugriff (DMA = Direct Memory Access)
3. Bildschirmterminal mit hochauflösender Graphik
(640 x 480 Bildpunkte)
4. Doppellaufwerk für Digitalkassetten mit einer Speicherkapazität von 2×128 KB.

Als Programmiersprache wurde FORTRAN gewählt, eine für die vielfältigen mathematischen Probleme der Mustererkennung besonders geeignete Hochsprache. Nur bei sehr zeitkritischen Programmteilen und bei der Ansteuerung des A/D-Wandlers wurde die maschinennahe Programmierung in ASSEMBLER bevorzugt.

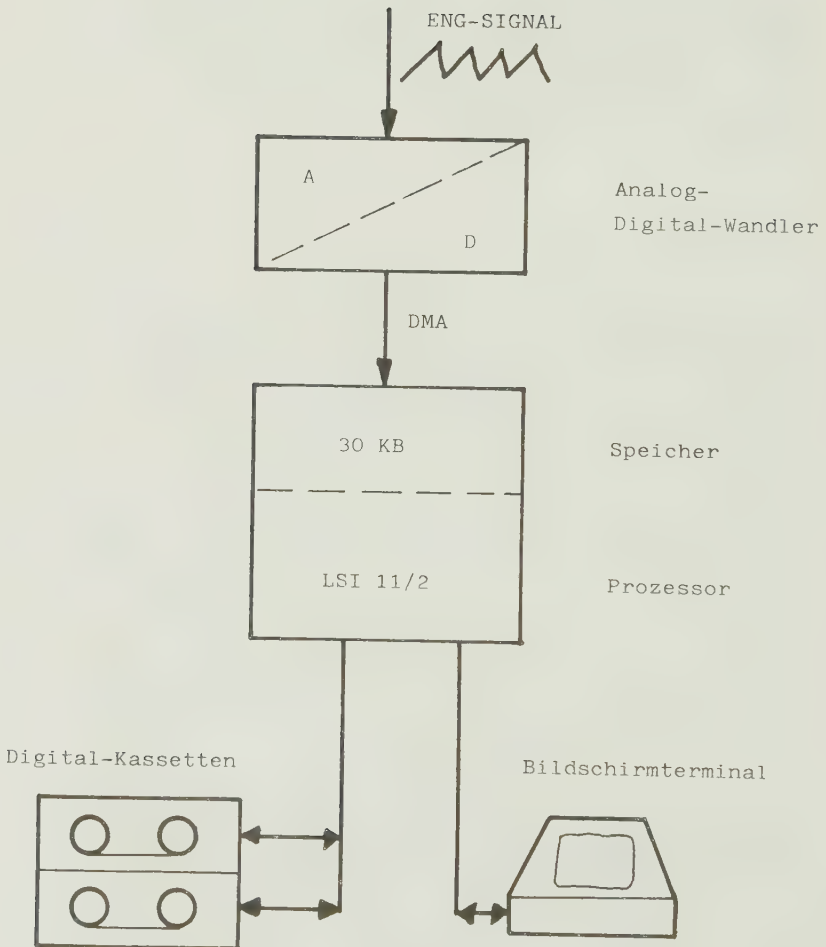


Abb. 12: Hardware-Konfiguration zur On-Line-Analyse des Elektronystagmogramms

Die für die On -Line-Verarbeitung so entscheidende hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit wird durch die Kombination des schnellen Mustererkennungsalgorithmus mit einer Hardwarekonzeption erreicht, die den Rechner von Aufgaben der Datenverwaltung entlastet und eine Konzentration allein auf die Datenverarbeitung erlaubt.

Analog-Digital-Wandler und Prozessor arbeiten als zwei eigenständige Einheiten. Der Analog-Digital-Wandler hat direkten Zugriff zum Zentralspeicher des Computers und gibt im Gentaktbetrieb von Wandler und Prozessor den Zeittakt vor. Zwei Speicherbereiche dienen als Pufferspeicher zwischen Wandler und Prozessor wechselweise zur Ein- und Ausgabe der mit einer Abtastrate von 200/sec gewonnenen Meßdaten. Während der eine Speicher vom A-D-Wandler mit dem digitalisierten ENG-Signal gefüllt wird, analysiert der Computer im anderen Speicherbereich die im vorhergehenden Zyklus gewonnenen Daten. Die Gewinnung und Verarbeitung der Meßdaten kann ohne gegenseitige Behinderung mit maximaler Geschwindigkeit parallel ablaufen. Das Zusammenspiel von Wandler und Prozessor ist in Abb. 13 schematisch dargestellt.

Die in der Mustererkennungsstufe ermittelten Eckpunkte der Nystagmusschläge werden in einem Zwischenspeicher abgelegt, der alle Nystagmusschläge einer thermischen Prüfung aufnimmt. Aus diesem Zwischenspeicher werden die Daten der Selektionsstufe und der graphischen Verarbeitung zugeführt.

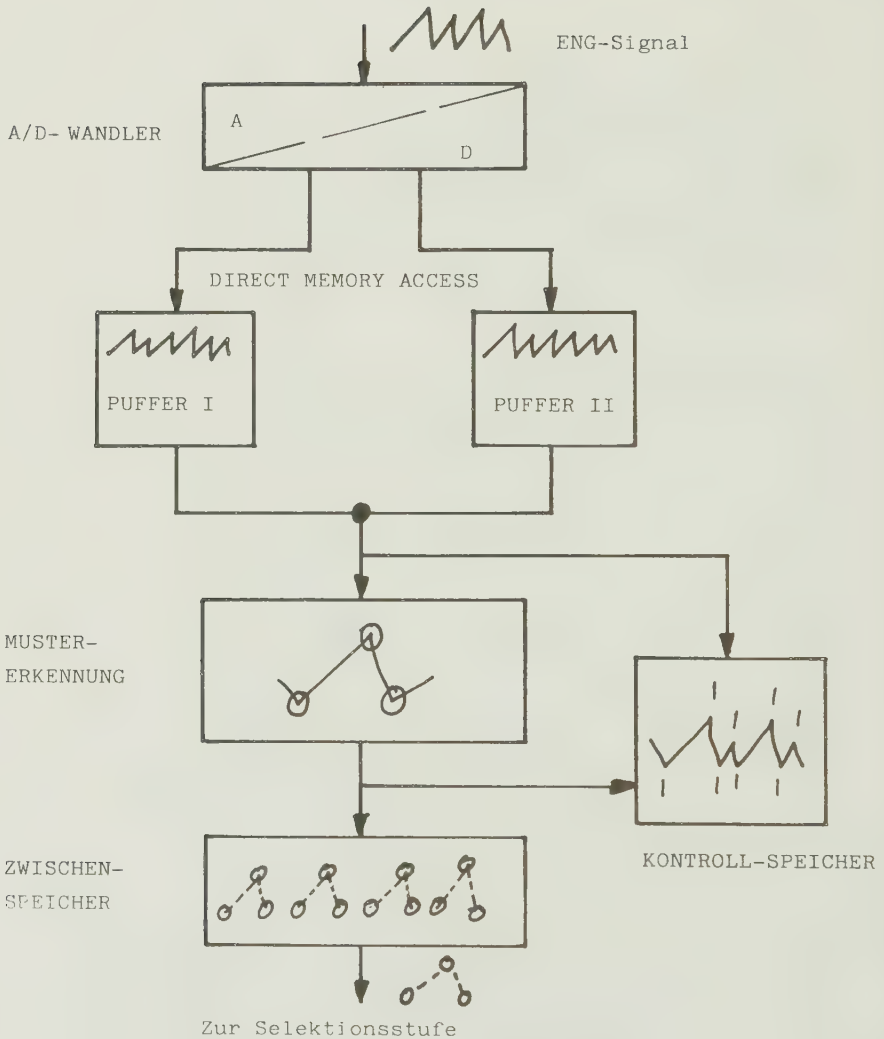


Abb. 13: Ablaufdiagramm des On -Line-Betriebs
Der Analog-Digital-Wandler und die Muster-
erkennungsstufe des Prozessors sind im
Gegentaktbetrieb über die beiden Puffer-
speicher verbunden. Durch den direkten Spei-
cherzugriff des Wandlers können Wandler und
Prozessor gleichzeitig arbeiten. Als Voraus-
setzung für die beat-to-beat-Kontrolle wird
das Signal außerdem zu dem Kontrollspeicher
geleitet.

Nach Ablauf der thermischen Reaktion kann sofort eine präzise Überprüfung der Computer-Auswertung vorgenommen werden. Auf dem Bildschirm wird das im Kontrollspeicher abgelegte Original-ENG-Signal zusammen mit den vom Computer ermittelten Nystagmuseckpunkten dargestellt. Die Dreiecke, die in der Selektionsstufe nicht als Nystagmus anerkannt wurden, sind mit der Kennzahl des Kriteriums markiert, das zur Selektion führte. Auch im Routinebetrieb kann die Computerauswertung mit Hilfe dieser im Programm eingebauten Gegenüberstellung von Signal und Auswertung jederzeit Schlag für Schlag kontrolliert werden (Abb. 14).

Der gesamte Ablauf der thermischen Prüfung kann vom Benutzer im Dialog mit dem Computer gesteuert werden. Dazu sind keinerlei Programmierkenntnisse erforderlich. An jeder Verzweigung im Programmablauf erfragt der Computer neue Anweisungen und gibt dem Benutzer eine Übersicht über die möglichen weiteren Schritte. Für den Benutzer stellt sich das System also als sehr einfach dar. Der Computer läßt sich auch ohne Bedienungsanleitung einsetzen. Vorhersehbare Fehler werden vom Programmsystem abgefangen, gleichzeitig wird dem Benutzer ein Hinweis für die richtige Eingabe gegeben. Im Routinebetrieb über mehrere Monate konnte die Betriebssicherheit und Benutzerfreundlichkeit des Systems bestätigt werden.

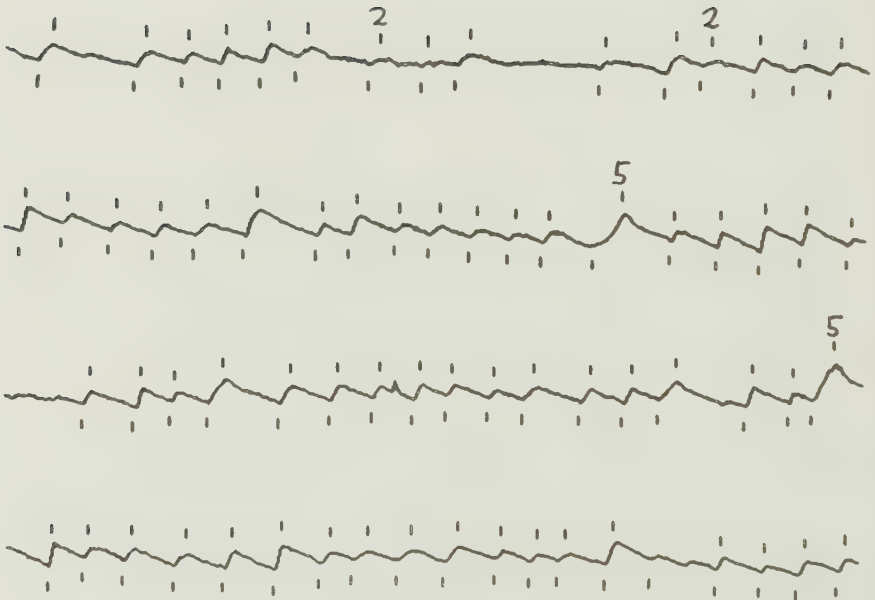


Abb. 14: Computerdarstellung von Original-Signal und erkannten Nystagmusschlägen. Von der Selektionsstufe eliminierte Nystagmusschläge sind mit einer Kennzahl markiert, die auf das Selektionskriterium hinweist.

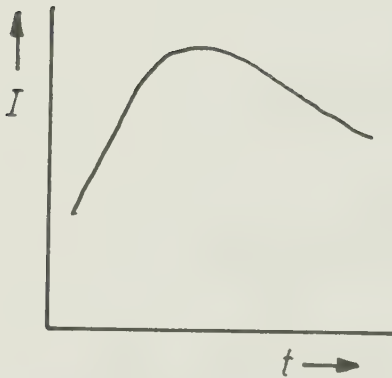
6. Beispiele pathologischer thermischer Labyrinthreaktionen

Die Abweichungen der vestibulären Antwort vom normalen Zeitverlauf können für jede einzelne Spülung schematisch in folgenden Gruppen eingeteilt werden:

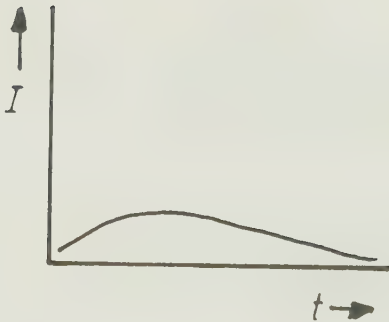
- | | |
|-----|--------------------------------------|
| A | Hyperreaktiver thermischer Nystagmus |
| B | Hyporeaktiver thermischer Nystagmus |
| B 1 | mit erhaltener Kulminationsphase |
| B 2 | vestibuläre Antwort ohne Kulmination |
| B 3 | keine peripher-vestibuläre Antwort |

Die hier schematisch unterteilten Reaktionsformen können bilateral, unilateral, richtungsabhängig und temperaturabhängig auftreten. Außerdem sind alle Übergangsformen möglich.

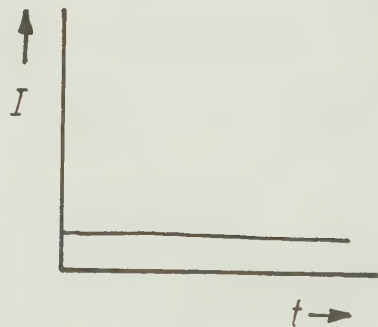
Grundsätzlich ist anzumerken, daß diese Einteilung nicht erschöpfend alle Reaktionsformen bei der thermischen Prüfung umfassen kann. Die Einteilung soll nur zur Orientierung in der Vielfalt der beobachteten vestibulären Antworten dienen.



A: Hyperreaktiv



B 1: Hyporeaktiv
mit erhaltener Kulmination



B 2: Hyporeaktiv
ohne Kulmination

Abb. 15: Schema der Abweichungen der vestibulären Antwort vom normalen Zeitverlauf. Dargestellt ist ein Intensitätsparameter für eine Spülung (t = Zeit, I = Intensität)

Gruppe A: Hyperreaktiver thermischer Nystagmus

Ein Befund wird der Gruppe A zugeordnet, wenn die Intensitätsparameter die oberen Grenzen der statischen Norm, die von KARBAUMER 1981 an 100 vestibularisgesunden Probanden ermittelt wurden, überschreiten:

$$SPV_{\max} = 40^{\circ}/\text{sec}$$

$$FREQ_{\max} = 80 / (30 \text{ sec})$$

Diese Grenzwerte stellen keine absolut gültigen Schwellen für eine verstärkte Reizantwort dar; sie können nur Orientierungspunkte sein, die "Annäherungsbereiche für eine normale Reaktion" (HAID 1981) abgrenzen. Bei der Bewertung der Befunde ist immer der willkürliche Charakter dieser Grenzwerte, der durch den fließenden Übergang von gesunden und pathologischen Reaktionen gegeben ist, zu berücksichtigen.

Reizantworten mit verstärkter Intensität können bei zentralen Läsionen, wie z.B. bei Multipler Sklerose, nach Contusio cerebri, bei Hirntumoren, auftreten. Auch bei diffuser arteriosklerotisch bedingter Stammhirnschädigung finden sich überschießende Nystagmusreaktionen. Beim Morbus Menière kann im akuten Stadium eine überschießende Reaktion auf der erkrankten Seite auftreten (Reizlabyrinth).

Die Nystagmusfrequenz reagiert besonders empfindlich auf zentrale Störungen des vestibulären Systems.

Im Kalorigramm nach HAID werden die überschießenden Reaktionen als typisches Rautenmuster im Überschneidungsbereich augenfällig. Als Ursache für die erhöhte Schlagzahl ist eine zentrale Störung der Inhibition anzusehen, die z.B. aufgrund einer Läsion im Kleinhirn oder im pontinen Bereich der Formatio reticularis zu einem Wegfallen hemmender Einflüsse im vestibulo-okulären Reflexbogen führt (KORNHUBER 1966, HENRIKSSON et al. 1981).

Zwei Beispiele einer überschießenden Nystagmusreaktion sollen die Aussagekraft der Computerauswertung veranschaulichen.

<u>Beispiel A. 1:</u>	Patientin, 57 J. Subjektiv Lagerungsschwindel geringer sensoneuraler Mittelton- verlust rechts
Spontannystagmus:	Kein Spontannystagmus, kein Blick- richtungsnystagmus
Lageprüfung:	Richtungswechselnder Lagerungsnystagmus
Vestibulo- spinale Prüfung:	Leichte Störung der vestibulo-spinalen Reaktionen
Pendelstuhl:	Symmetrische Nystagmusreaktion bei Rechts- und Links-Drehung
Thermische Prüfung:	Gesteigerte Erregbarkeit in der Ny- stagmusfrequenz-Kurve (95/30 sec) bei noch normaler Winkelgeschwindigkeits- Kurve; keine signifikanten Seiten- und Richtungsunterschiede (s. Abb. 16. 1-4)
Zusammenfassung:	Seitengleiche aber gesteigerte Erreg- barkeit als Hinweis auf eine zentrale Störung bei intakter Peripherie
Anmerkung:	In der Spülung "Links warm" zeigt sich ein dreigipfeligter Verlauf, wie er für Vigilanzschwankungen typisch ist.

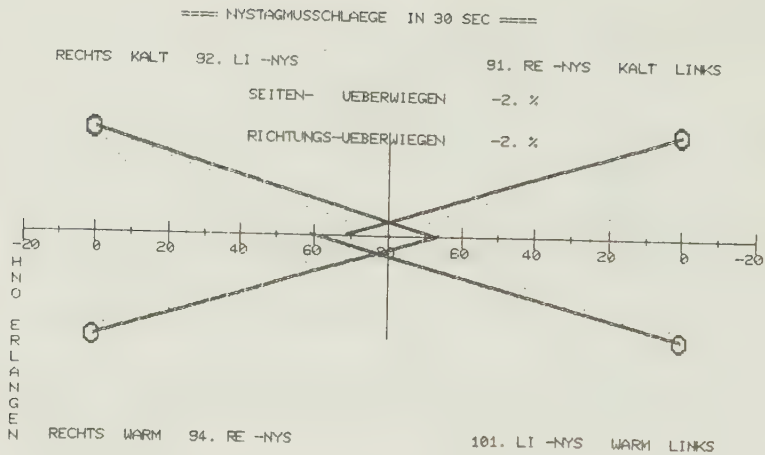


Abb. 16.1: Frequenzkalorigramm, Beispiel A.1; Seitengleiche gesteigerte Erregbarkeit in der Nystagmusfrequenz. Zentrale rautenförmige Überschneidung.

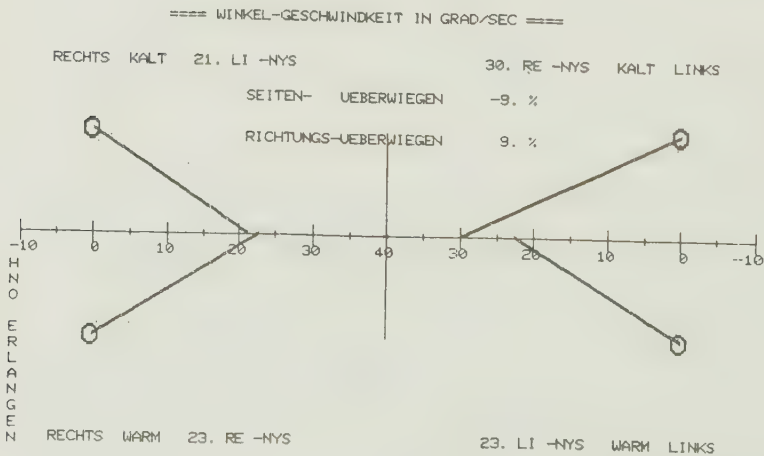


Abb. 16.2: Winkelgeschwindigkeits-Kalorigramm, Beispiel A.1: Werte im Normbereich.

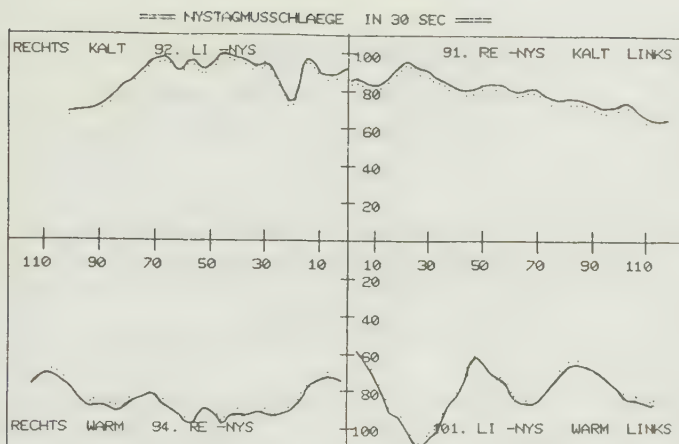


Abb. 16.3: Frequenz-Kurven, Beispiel A.1;
Seitengleiche gesteigerte Erregbarkeit
bei erhaltener Kulmination.
Vigilanzschwankungen in der Spülung
"warm links".

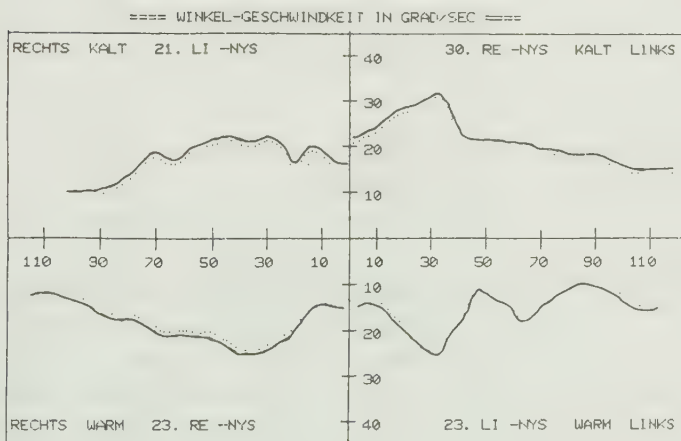


Abb. 16.4: Winkelgeschwindigkeits-Kurven, Beispiel A. 1:
Reaktion seitengleich im Normbereich,
erhaltene Kulmination.
Vigilanzschwankungen in der Spülung
"warm links".

- Beispiel A. 2: Patientin, 61 J.
CT: Opticusmeningeom links,
Audiologie: Kombinierte Schwerhörigkeit rechts
- Spontannystagmus: Spontannystagmus nach rechts, kein
Blickrichtungsnystagmus
- Lageprüfung: Richtungswechselnder Lagenystagmus
- Vestibulo-
spinale Prüfung: Störung der vestibulo-spinalen Reaktionen
- Pendelstuhl: Symmetrische Nystagmusreaktion bei
Rechts- und Linksdrehung
- Thermische
Prüfung: Überschießende Frequenzkurven in allen
Spülungen, in der Winkelgeschwindigkeit verstärkte Reaktion links ($43^\circ/\text{sec}$)
mit erhaltener Kulmination (s. Abb. 17.1-6)
- Zusammenfassung: Seitengleiche aber überschießende
Frequenzkurven als Hinweis auf eine
zentrale Störung, z.B. Hirndruck
- Anmerkung: Die erhaltene Kulmination weist auf
die intakte Peripherie hin. Die vergleichsweise normale Winkelgeschwindigkeit des Nystagmus rechts beruht wahrscheinlich auf der Kombination von leichtem Innenohrschaden rechts und zentraler Disinhibition. Das Opticusmeningeom kann diesen Befund nicht erklären.

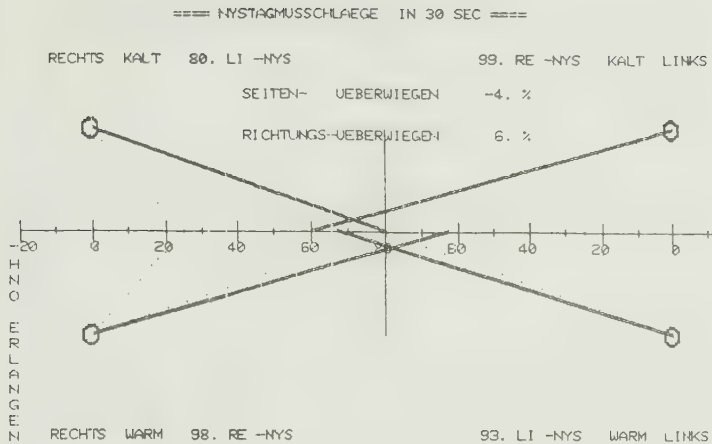


Abb. 17.1: Frequenzkalorigramm, Beispiel A. 2:
Überschießende Nystagmusfrequenz, kein
Seiten- oder Richtungsüberwiegen

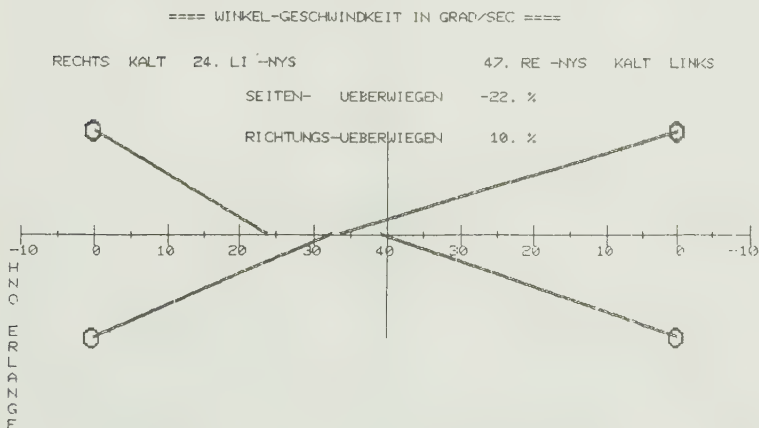


Abb. 17.2: Winkelgeschwindigkeits-Kalorigramm,
Beispiel A. 2:
Verstärkte Reaktion links, normale Mittel-
werte rechts.

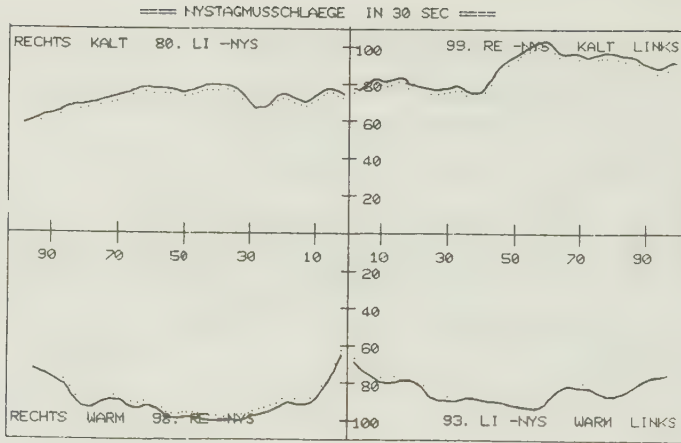


Abb. 17.3: Frequenz-Kurven, Beispiel A. 2 :
Überschießende Nystagmusfrequenz, noch er-
haltende Kulmination, seitengleiche Reaktion.

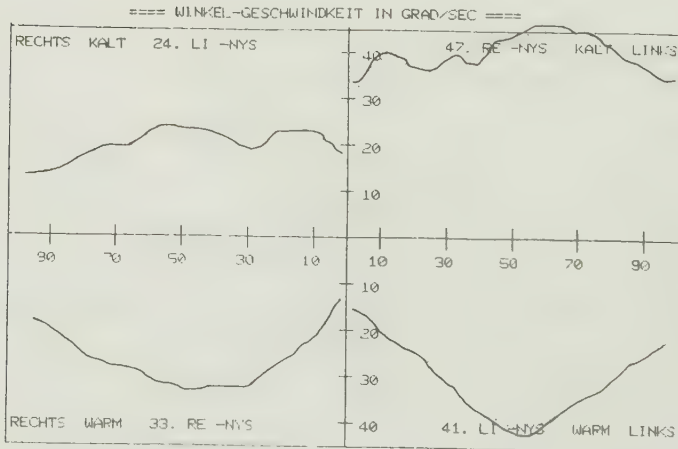


Abb. 17.4: Winkelgeschwindigkeits-Kurven, Beispiel A. 2 :
Deutliche Seitendifferenz bei beidseits
erhaltener Kulmination.

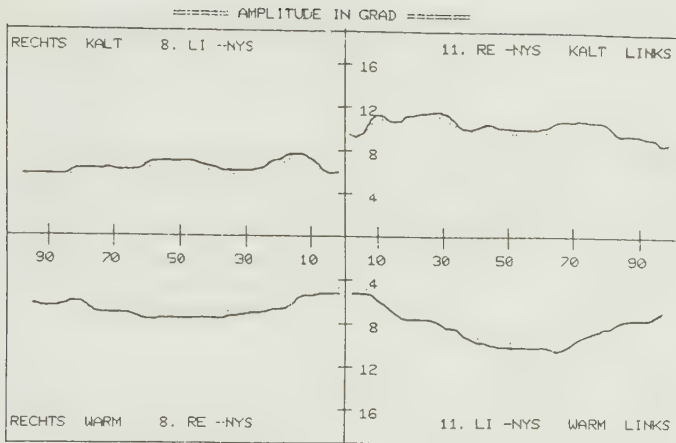


Abb. 17.5: Amplituden-Kurven, Beispiel A. 2:
Typische schwache Ausprägung der Kulmination
in der Nystagmusamplitude. Seitendifferenz.

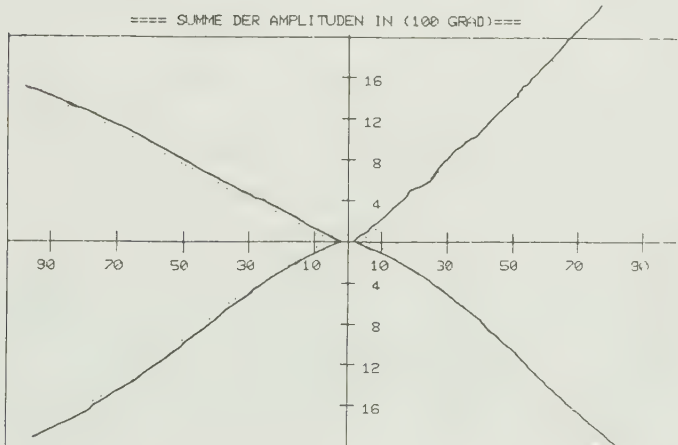


Abb. 17.6: Summe der Amplituden, Beispiel A. 2:
Deutlich überschießende Reaktion links.
(Normalbereich: Endwert ca. 1000 - 1200 Grad).

Gruppe B: Hyporeaktiver thermischer Nystagmus

Die Einordnung der Reaktion in die Gruppe der hyporeaktiven thermischen Antworten erfolgt, wenn die Mittelwerte der Intensitätsparameter unter den Grenzen der statistischen Norm nach KARBAUMER liegen:

$$SPV_{\min} = 5^{\circ}/\text{sec}$$

$$FREQ_{\min} = 25/(30 \text{ sec})$$

Bei unilateralen Schäden ist der Seitenvergleich zuverlässiger als der Bezug auf absolute Werte. Ein prozentuales Seitenüberwiegen von mehr als 25% für die Geschwindigkeit und von mehr als 15% für die Frequenz ist als signifikant zu werten (KARBAUMER 1981, ERNST 1982).

Von besonderer Bedeutung ist die Beurteilung des Zeitverlaufs der vestibulären Reaktion, da unabhängig von den nicht sicher festzulegenden Grenzwerten ein Ausfall der Kulminationsphase sicher eine Funktionseinschränkung anzeigt.

Grundsätzlich kann eine verminderte Reizantwort sowohl durch eine zentrale wie auch durch eine periphere Läsion bedingt sein. Auch extravestibuläre Einflüsse, wie die Ermüdung des Probanden, können zu abgeflachten Kurvenverläufen führen.

Unilateral verminderte Reizantwort:

Eine unilaterale thermische Untererregbarkeit mit abgeschwächter oder aufgehobener Kulmination findet sich häufig bei isoliert peripher vestibulären Störungen (z.B. Trauma, Hörsturz, Mumps, Neuropathia vestibularis, Morbus Menière, Akustikusneurinom). Schon bei geringer Funktionsbeeinträchtigung kann ein deutlicher Abfall der Warm- und Kaltreaktionen beobachtet werden (PFALTZ und GULICK 1962).

Läsionen der peripheren Strukturen (Labyrinth, Neuron, Nerv) wirken sich an beiden Augen gleichermaßen aus, da die zentralen Verbindungen im vestibulo-oculären System symmetrisch verschaltet sind. Die Kurvenverläufe sind nach den vorliegenden Erfahrungen unabhängig von Art und Lokalisation des peripheren Schadens. Eine genaue topographische und nosologische Zuordnung des Befundes aufgrund der thermischen Prüfung ist daher nicht möglich (BALOH et al. 1977).

Bilateral verminderte Reizantwort:

Die bilaterale Abschwächung der vestibulären Reaktion stellt den Untersucher vor besondere diagnostische Probleme, da keine absolut gültigen Grenzwerte für die noch normale Nystagmusreaktion existieren und die Läsion sowohl zentral (z.B. Hirnstammtumoren, Encephalitis) als auch peripher (z.B. Masern, Streptomycinschädigung) lokalisiert sein kann. Die optokinetische Untersuchung leistet hier wichtige differentialdiagnostische Hilfestellung (KORNHUBER 1966, WIGAND 1977).

Gruppe B 1: Hyporeaktiver thermischer Nystagmus
mit erhaltener Kulminationsphase

Beispiel Patientin, 46 J.
Unklare Schwindelanfälle, Hörvermögen normal, Verdacht auf Vertebrealis-Basilarisin-suffizienz,
DD: Menière Syndrom

Spontannystagmus: Kein sicherer Nachweis eines Spontan-nystagmus, kein Blickrichtungsny-stagmus

Lageprüfung: Im ENG geringgradiger Lagerungsnystag-mus

Pendelstuhl: Richtungsüberwiegen des Nystagmus nach links

Thermische Nach der Schlagzahl noch normale Reaktion.
Prüfung: Bei der Analyse der Winkelgeschwindigkeit Richtungsüberwiegen nach links (-26%), das auf einer Depression der Nystagmusschläge nach rechts beruht (Mittelwerte: nach rechts 10,5°/sec, nach links 18°/sec).
Die Analyse der Zeitverläufe zeigt für nach links gerichtete Nystagmusschläge ein ideales Kulminationsverhalten. Bei den rechtsgerichteten Nystagmusschlägen ist die Kulminationsphase aufgrund von Amplitudenschwankungen abgeschwächt und mit Rhythmusstörungen überlagert (Abb. 18.1-4)

Zusammenfassung: Richtungsüberwiegen des Nystagmus
nach links bei der thermischen und
der Pendelprüfung.
Hinweis auf eine zentrale Läsion.

Anmerkung: Den Hinweis auf eine zentrale Störung
liefert die Analyse der Zeitverläufe
für Winkelgeschwindigkeit und Amplitude.

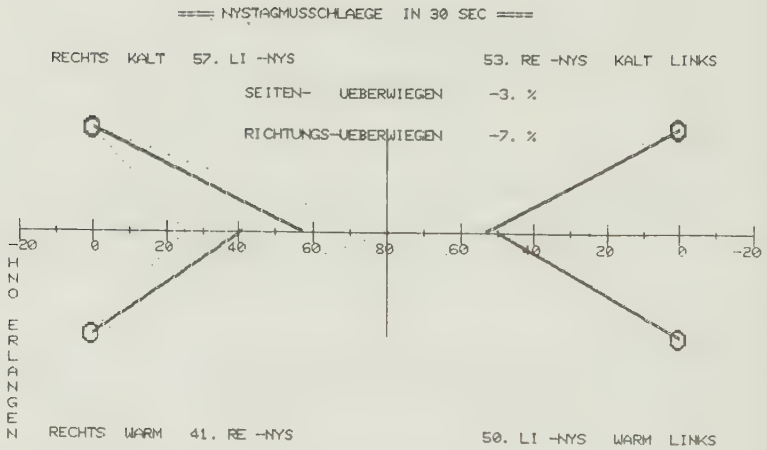


Abb. 18.1: Frequenz-Kalorigramm, Beispiel B 1:
Alle Mittelwerte im Normbereich, kein
signifikantes Seiten- oder Richtungsüber-
wiegen.

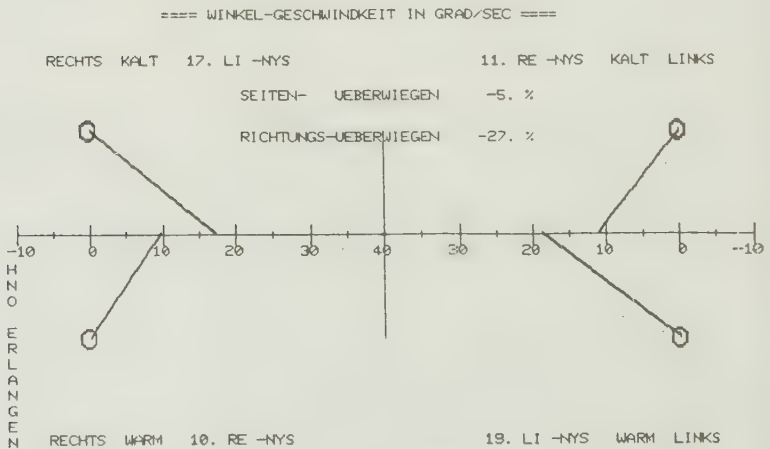


Abb. 18.2: Winkelgeschwindigkeitskalorigramm,
Beispiel B 1.
Mittelwerte für Nystagmusschläge nach rechts
an der unteren Grenze der Norm. Nystagmus-
schläge nach links seitengleich in der
Mitte des Normbereichs. Richtungsüber-
wiegen - 27%.

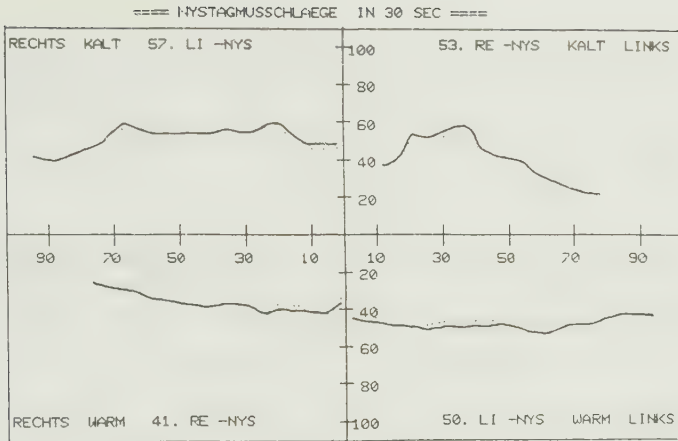


Abb. 18.3: Frequenz-Kurven, Beispiel B 1:
Bis auf die schwach ausgeprägte Kulmination,
normaler Befund.

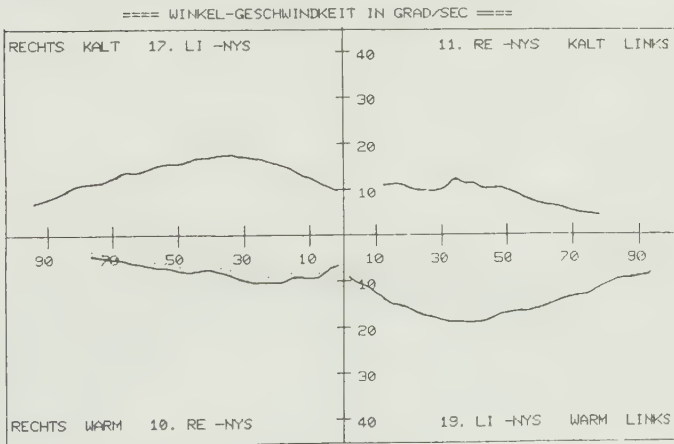


Abb. 18.4: Winkelgeschwindigkeits-Kurven, Beispiel B 1
Fast ideales Kulminationsverhalten in den
Spülungen "Links warm" und "Rechts kalt"
(linksgerichtete Nystagmusschläge). Bei den
rechtsgerichteten Schlägen Abschwächung
der Kulmination.

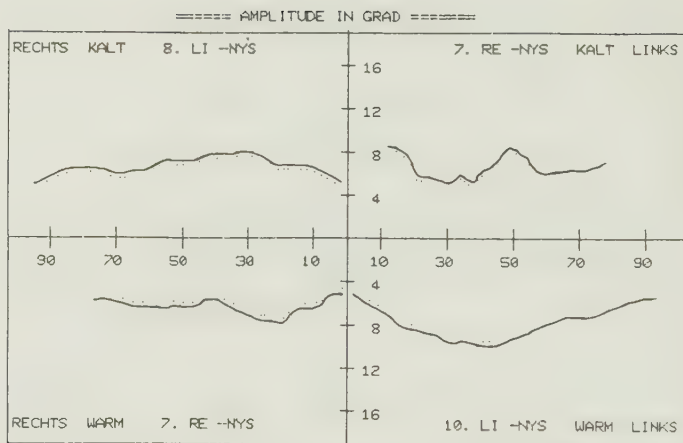


Abb. 18.5: Amplituden-Kurven, Beispiel B 1:
Bei den rechtsgerichteten Nystagmusschlägen
Störung der Kulminationsphase durch über-
lagerte Rhythmusstörungen.

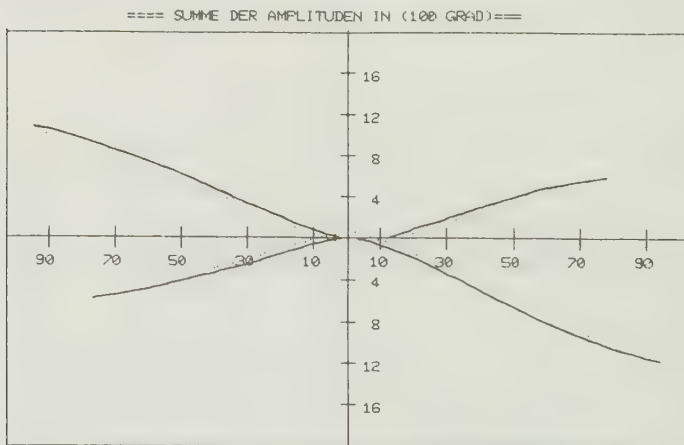


Abb. 18.6: Summen der Amplituden, Beispiel B 1:
Deutliches Richtungsüberwiegen für Nystag-
musschläge nach links.

Gruppe B 2: Vestibuläre Antwort ohne Kulmination

Beispiel: Patientin, 13 J. (mit 11 J. Mumps, danach Taubheit rechts mit Labyrinthbeteiligung).

Vestibularisprüfung:

Spontannystagmus: Kein sicherer Nachweis eines Spontanlage- oder Lagerungsnystagmus

Pendelstuhl: Richtungsüberwiegen des Nystagmus nach links

Thermische Prüfung: Rechts: Die Kulminationsphase ist bei insgesamt zu niedrigen Werten für die Winkelgeschwindigkeit ($5,5^\circ$) nur noch angedeutet. Die Seitendifferenz beträgt 57%.
Links: Normale vestibuläre Reaktion (Abb. 19.1-4)

Zusammenfassung: Isolierte peripher vestibuläre Störung rechts mit ausgeprägter Untererregbarkeit und aufgehobener Kulmination

Anmerkung: Nach den Mittelwerten der Frequenz ergibt sich nur eine Seitendifferenz von 25%. Das volle Ausmaß der labyrinthären Schädigung wird erst bei Auswertung des Zeitverlaufs der Winkelgeschwindigkeit deutlich.
Die Labyrinthbeteiligung rechts zusammen mit der Taubheit ist höchst wahrscheinlich Folge der Parotitis epidemica.

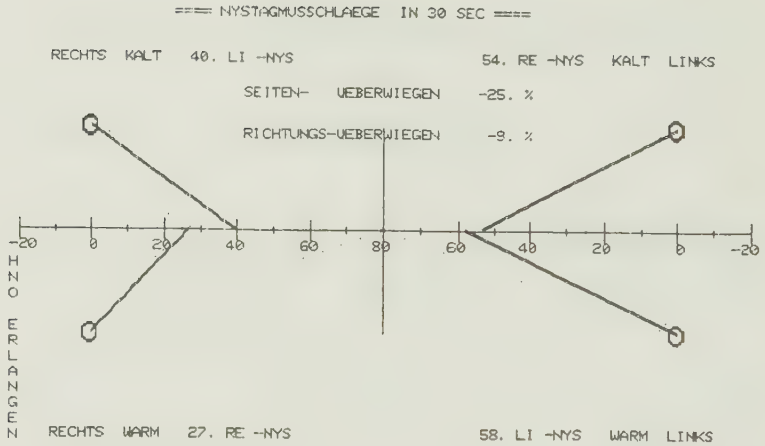


Abb. 19.1: Frequenz-Kalorigramm, Beispiel B 2:
Alle Mittelwerte noch im Normbereich.
Seitenüberwiegen -25%.

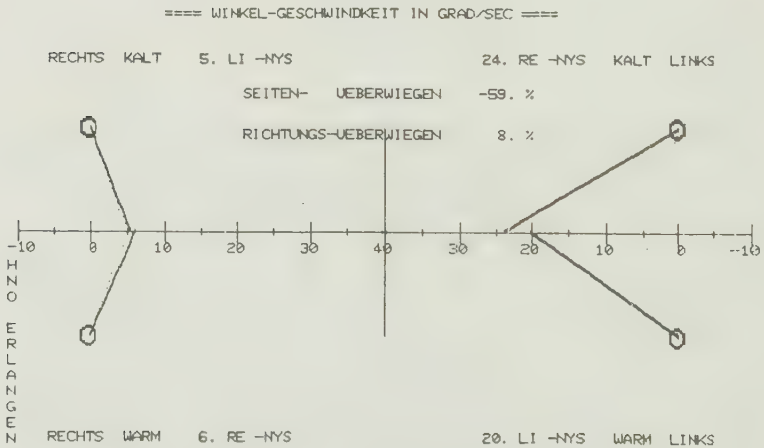


Abb. 19.2: Winkelgeschwindigkeits-Kalorigramm,
Beispiel B 2:
Absolute Untererregbarkeit rechts, Seiten-
überwiegen -59%.

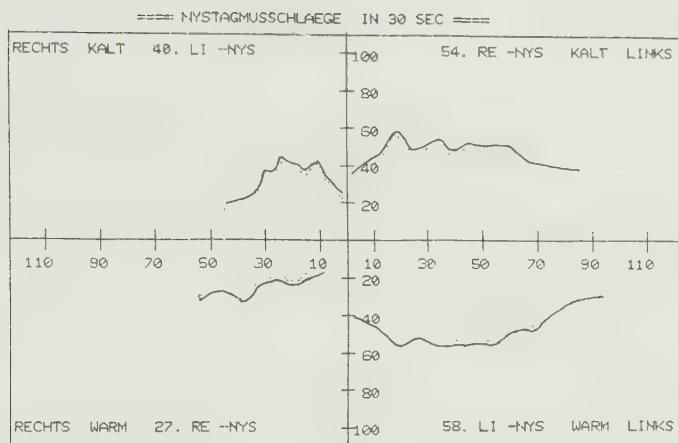


Abb. 19.3: Frequenz-Kurven, Beispiel B.2:
In Intensität und Dauer abgeschwächte
Reaktion rechts.

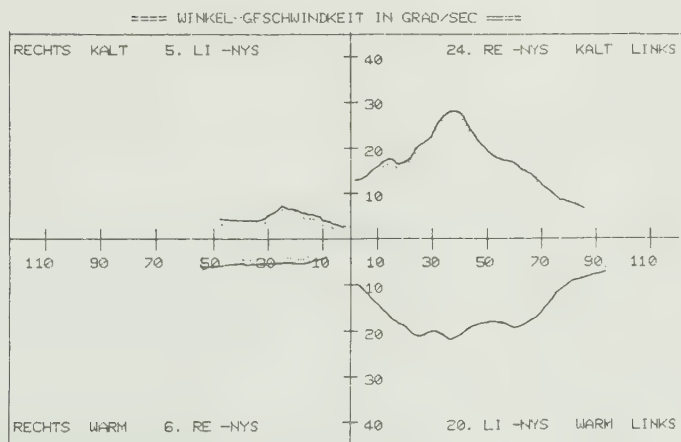


Abb. 19.4: Winkelgeschwindigkeits-Kurven, Beispiel B.2:
Im Vergleich zur Frequenz-Kurve (Abb. 19.3)
wesentlich ausgeprägterer Seitenunterschied.
Dem deutlichen Kulminationsverlauf links
steht ein Ausfall der Kulmination rechts
gegenüber.

Gruppe B 3: Keine vestibuläre Antwort

Beispiel: Patient, 42 J.
Surditas rechts mit vestibulärer Beteili-
gung, Verdacht auf Neurinom
DD: Gefäßschlinge am Canalis acusticus
internus

Vestibularisprüfung:

Spontannystagmus: Spontannystagmus nach links

Lageprüfung: Lagerungsnystagmus nach links

Pendelstuhl: Richtungsüberwiegen des Nystagmus nach
links

Thermische
Prüfung: Rechts: Konstanter Linksnystagmus mit
der Intensität des Spontannystagmus.
Im Zeitverlauf zeigt sich keinerlei
Antwort auf den thermischen Reiz. Die
Warmspülung der rechten Seite bewirkt
keine Hemmung des Spontannystagmus zur
Gegenseite.
Links: Überschießende Intensität mit
normaler Kulmination (Abb. 20. 1-4)

Zusammenfassung: Kompletter peripherer Ausfall rechts
mit Spontannystagmus und Lagerungs-
nystagmus nach links.

Anmerkung: Der konstante Zeitverlauf der Reaktion
ohne Nystagmusumkehr zwischen der
Warm- und der Kaltspülung beweist
den kompletten peripheren Ausfall. Zur
Abklärung ist eine Computertomographie
mit Luft vorgesehen.

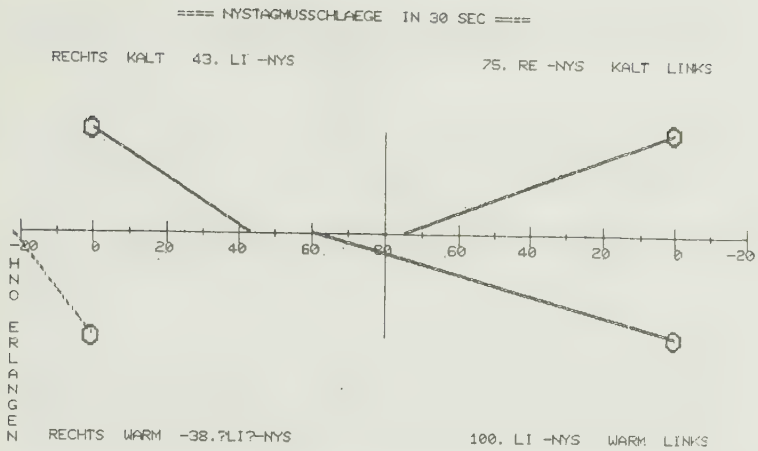


Abb. 20.1: Frequenz-Kalorigramm, Beispiel B 3;
Spontannystagmus nach links bei Läsion
des rechten Vestibularisorgans.

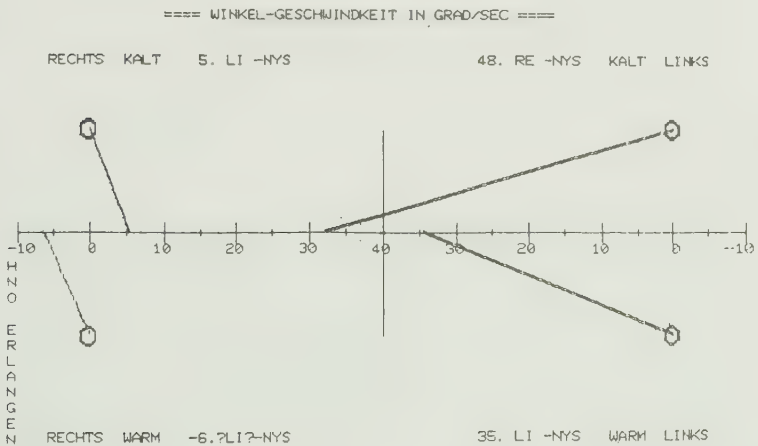


Abb. 20.2: Winkelgeschwindigkeits-Kalorigramm,
Beispiel B 3;
Auf der rechten Seite Spontannystagmus
nach links

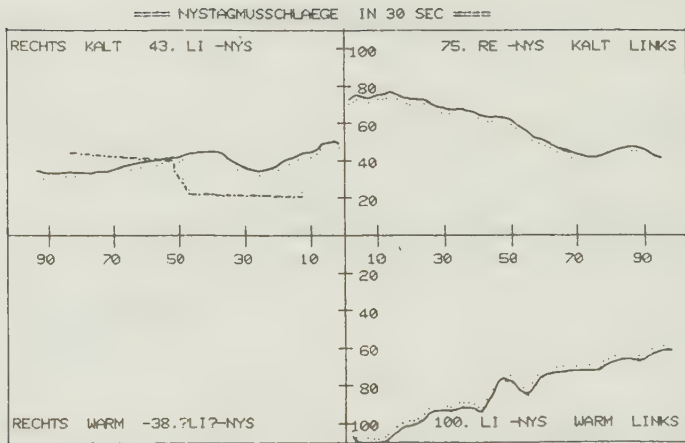


Abb. 20.3: Frequenz-Kurven, Beispiel B 3;
Auf der rechten Seite zeigt sich im Zeit-
verlauf keine Antwort auf den thermischen
Reiz. Konstanter Spontanystagmus nach links.

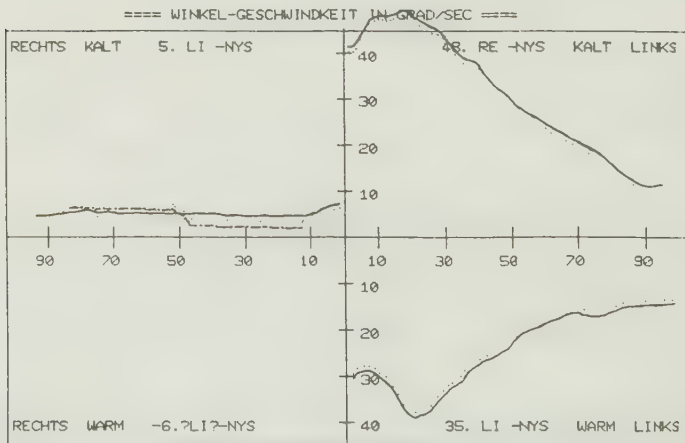


Abb. 20.4: Winkelgeschwindigkeits-Kurven, Beispiel B 3;
In der Winkelgeschwindigkeits-Kurve ist
der periphere Ausfall deutlicher dokumen-
tiert als in der Frequenz-Kurve (Abb. 20.3).

7. Diskussion der Computerauswertung des ENG

Die vorgestellten Beispiele von thermischen Prüfungen lassen die Vielfalt möglicher Reaktionsabläufe ahnen. Es wird deutlich, daß die verwirrende Vielfalt möglicher Reaktionen durch pauschale Kennzahlen wie z.B. Mittelwerte nur grob wiedergegeben werden kann. Die Beurteilung des Gesamtverlaufs der Reaktion scheint der Klassifikation anhand von Mittelwerten überlegen, weil nicht bestimmte Grenzwerte, sondern der intakte Zusammenhang zwischen Reiz und Reizantwort das entscheidende Beurteilungskriterium sind.

MINNIGERODE 1974 weist darauf hin, daß die feinquantitative Untersuchung immer die Gefahr in sich birgt "pathologische Befunde hineinzuninterpretieren, statt wirklich pathologische Befunde herauszuuntersuchen". Bei der Computerauswertung der Gesamtreaktion wird diese Gefahr weitgehend vermieden, weil der Zeitverlauf, anders als ein einzeln dastehender Zahlenwert, auch ein Urteil über mögliche Meßfehler erlaubt.

In der Begeisterung über die neue automatische ENG-Analyse sollten die Grenzen der experimentellen Vestibularisprüfung und ihrer Computerauswertung jedoch nicht vergessen werden. Ein computergläubiger Blick, der sich nur noch auf den Bildschirm aber nicht mehr auf den Patienten richtet, führt sicher zu falschen Diagnosen.

Die Computerauswertung findet auch da ihre Grenzen,

wo die Nystagmusform nicht mehr auf die charakteristische Sägezahnform reduziert werden kann. Dies trifft insbesondere für verschiedene Formen kongenitaler Nystagmen wie Pendel-, Bogen- und Sattelnystagmus zu. Auch bei sehr kleinen Amplituden (unter 1°) und bei rein rotierendem Nystagmus versagt die Computerauswertung des ENG. Hier hilft nur die Beurteilung unter der Frenzel-Brille weiter.

Das Computersystem hat seine besondere Eignung für die automatische Nystagmusauswertung bei der am schwierigsten auszuwertenden Gleichgewichtsprüfung, der thermischen Prüfung, unter Beweis gestellt. Rotatorische Prüfung und optokinetische Prüfung sind einer Computerauswertung leichter zugänglich, weil der registrierte Nystagmus eher der Sägezahnform entspricht. Der Einsatz des neuen Algorithmus ist daher in allen Bereichen der experimentellen Gleichgewichtsprüfung möglich. Erste Probeauswertungen der Pendelprüfung verliefen erfolgreich. Die Ausweitung der Computeranalyse auf neue, bisher nicht beachtete Parameter ist im Programm schon vorbereitet. So kann z.B. auf Wunsch die Geschwindigkeit der schnellen Nystagmusphase für jeden Nystagmusschlag ausgegeben werden.

Die Erfahrung mit mehr als hundert Patienten zeigt, daß die Computerauswertung dem Untersucher einen erweiterten Einblick in den Funktionszustand des vestibulären Systems erlaubt. Eine auch statistisch fundierte Aussage über Vorteile und Nachteile der vollständigen Analyse des Zeitverlaufs der vestibulären Reaktion und ihre differentialdiagnostische Wertigkeit wird sich erst im Überblick über ein größeres Patientenkollektiv treffen lassen.

8. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird ein neues Verfahren zur Computeranalyse der elektronystagmographischen Aufzeichnungen vorgestellt. Auf der Basis eines musterorientierten Algorithmus zur Nystagmuserkennung wurde ein Computersystem zur fehlersicheren automatischen On-Line-Auswertung des ENG-Signals entwickelt. Neben der automatischen Nystagmuserkennung sind die automatische biologische Eichung und die benutzerorientierte umfangreiche graphische Aufbereitung der Daten wesentliche Elemente des Computersystems. Im Testbetrieb über mehrere Monate fügte sich die On-Line-Computeranalyse reibungslos und störungsfrei in den Routineablauf im Vestibularislabor ein.

Durch den Computereinsatz wird die vollständige Auswertung der thermischen Prüfung möglich. Der zeitliche Verlauf der vestibulären Reaktion kann auf Knopfdruck für jeden gewünschten Parameter als synoptische Darstellung aller vier Spülungen abgerufen werden.

In dem hier realisierten Konzept ist der Computer weder ein Automat, der Berge von Zahlen auswirft und dadurch den Benutzer einschläfert; noch ist er ein Hilfsarzt, der auf dem Gebiet der Diagnosestellung dilettiert.

Es wurde ein Computersystem entwickelt, das in der Hand des erfahrenen Untersuchers detailgenau und

schnell helfen kann, die thermische Prüfung in der Zusammenschau der Gesamtreaktion auszuwerten. Dabei kommt der Beurteilung des Zeitverlaufs der vestibulären Reaktion eine besondere Bedeutung zu, da die zeitliche Veränderung einen Blick in die pathophysiologischen Zusammenhänge erlaubt.

Mit Hilfe der Computerauswertung kann es dem Arzt gelingen, der Abhängigkeit von sogenannten "Normwerten" zu entgehen und den Blick für die dynamischen Abläufe im vestibulären System zu schärfen.

Ein vorsichtiger Optimismus, daß durch die Computerauswertung der thermischen Prüfung nicht nur eine Arbeitserleichterung geschaffen, sondern auch die diagnostische Aussagekraft erweitert wird, scheint nach den ersten klinischen Erfahrungen berechtigt.

9. Literaturverzeichnis

1. AANTAA, E.: Light-induced and spontaneous variations in the amplitude of the electro-oculogram.
Acta Otolaryngol. Suppl. 267 (1970)
2. AFZELIUS, L.E., N.G.HENRIKSSON, L.WAHLGREN: Vertigo as reflected by the nystagmogram.
Acta Otolaryngol. 86: 123 (1978)
3. ALLUM, J.H., J.R.TOLE, A.D.WEISS: MITNYS II - A digital program for on-line analysis of nystagmus.
IEEE Trans. Biomed. Eng. 22: 196 (1975)
4. ANDREWS, H.C.: Mathematical techniques in pattern recognition.
Wiley, New York, 1972
5. ANZALDI, E., E.MIRA: An interactive program for the analysis of ENG-tracings.
Acta Otolaryngol. 80: 120 (1976)
6. ASCHOFF, J.C., W.BECKER, D.WEINERT: Computer-Nystagmographie als neue Bestimmungsmethode von Vigilanz und Reaktionsverhalten unter Psychopharmaka.
Arzneimittel Forschung 24: 1085 (1974)
7. BALOH, R.W., E.K.WARREN, H.VINCENTE: Algorithm for analysis of saccadic eye movements using a digital computer.
Aviation, Space and Environmental Medicine 47: 523 (1976)
8. BALOH, R.W., W.HONRUBIA: Clinical Neurophysiology of the Vestibular System.
Philadelphia, 1979

9. BALOH, R.W., L.SOLINGEN, A.W.SILLS, V.HONRUBIA:
Caloric testing, I. Effects of different
conditions of ocular fixation.
Ann. Otol. 86: Suppl. 43 (1977)
10. BALOH, R.W., A.W.SILLS, V.HONRUBIA: Caloric testing,
III. Patients with peripheral and cen-
tral vestibular lesions.
Ann. Otol. 86: Suppl. 43, 24 (1977)
11. BALOH, R.W., H.R.KONRAD, D.DIRKS, V.HONRUBIA:
Cerebellar-pontine angle Tumors, Results
of quantitative vestibular-ocular testing.
Arch. Neurol. 33: 507 (1976)
12. BARBER, H.O., C.W.STOCKWELL: Manual of Electronystag-
mography.
C.V.Mosby Comp., St. Louis, 1976
13. BÁRÁNY, R.: Untersuchung über den vom Vestibularis-
apparat des Ohres reflektierenden ausge-
lösten rhythmischen Nystagmus und seine
Begleiterscheinungen.
Mschr. Ohrenheilk. 40: 193 (1906)
14. BLAUERT, J.: Das Elektro-Nystagmometer, ein neues
Hilfsmittel der quantitativen Vestibulo-
metrie.
Z. Laryng. Rhinol. Otol. 51: 110 (1972)
15. BRANDT, T., J.H.ALLUM, J.DICHGANS: Computer Analysis
of optokinetic nystagmus in patients
with spontaneous nystagmus of peripheral
origin.
Acta Otolaryngol. 86: 115 (1978)
16. BRÜNINGS, W.: Beiträge zur Theorie, Methodik und
Klinik der kalorimetrischen Funktions-
prüfung des Bogengangsapparates.
Z. Ohrenheilk. u.f.d.Krankh. d.Luftwege
63: 20 (1911)

17. BUIZZA, A., R.SCHMID, A.ZANIBELLI, E.MIRA,
P.SIMPLICI: Quantification of Vesti-
bular Nystagmus by an Interactive Com-
puter Program.
ORL 40: 147 (1978)
18. BURIAN, K., H.FANTE, H.REISNER: Neurootologie
Stuttgart: Thieme 1980
19. BUYS, E.: Rapport sur les épreuves intéressant
l'appareil semi-circulaire.
Rev. oto-neuro-ocul. 2: 641 (1924)
20. CASSEL, C., R.H.MATHOG: Veränderlicher Winkelmesser
zur Darstellung der Winkelgeschwindig-
keit.
Arch. Otolaryngol. 96: 185 (1972)
21. CHENG, M., R.P.GANNON, J.S.OUTBRIDGE: Frequency
content of nystagmus.
Aerospace Med. 40: 383 (1973)
22. CLAUSSEN, C.F., A.SPORRER: AD-conversion and data
processing of nystagmograms for enhance-
ment of signal structure.
9. Kongress der GNA, Bad Kissingen, 1982
23. CLAUSSEN; C.F: Das Elektronystagmogramm und die
neurootologische Kennliniendiagnostik.
edition m+p, Hamburg, 1976
24. CLAUSSEN, C.F.: Das Frequenzmaximum des kalorisch
ausgelösten Nystagmus I als Kennlinien-
funktion des geprüften Vestibularis-
organs.
Acta oto-laryngologica 67: 639 (1969)
25. COATS, A.C.: Electronystagmography
in: Physiological Measure of the Audio-
Vestibular System.
Ed. Bradford L.J., New York: Academic
Press, 1975

26. DOHLMAN, G.: Physikalische und physiologische Studien zur Theorie des kalorischen Nystagmus.
Acta Otolaryngol. Suppl. V, 1925
27. DUENSING, F., K.P.SCHAEFER: Die Aktivität einzelner Neurone im Bereich der Vestibulariskerne bei Horizontalbeschleunigung unter besonderer Berücksichtigung des vestibulären Nystagmus.
Arch. Psychiat. Nervenkr. 198: 225 (1958)
28. EMAMI-NOURI, M.: Die diagnostische Wertigkeit einiger Nystagmusparameter.
HNO 22: 275 (1974)
29. ERNST, M.: Die quantitative Auswertung der kalorischen Vestibularisprüfung.
Inaug. Diss. Erlangen, 1982
30. FITZGERALD, G., C.S.HALLPIKE: Studies in human vestibular function: Observations of directional preponderance of caloric nystagmus resulting from cerebral lesions.
Brain 65: 115 (1942)
31. FISCHER, M.H.: Beiträge zur Physiologie des menschlichen Vestibularisapparates:
V. Bilaterale Methoden, speziell Doppelspülungen.
Pflügers Arch. f.d.ges. Physiologie 213: 74 (1926)
32. GERULL, G., M.GIESEN, W.KECK, D.MROWINSKI: Automatische On-Line Analyse des Nystagmus.
Biomedizinische Technik 24: 270 (1979)
33. GOLDBERG, J.M., C.FERNANDEZ: Physiology of Peripheral Neurons Innervating Semicircular Canals of the Squirrel Monkey.
J. Neurophysiol. 34: 635 (1971)

34. GORLIA, O.: Enregistrement de la fréquence du nystagmus au cours des épreuves thermiques. Acta oto-rhino-laryng. belg. 19: 823 (1965)
35. GREINER, G.F., C.CONRAUX, M.COLLAUD: Vestibulometrie clinique. Ed. Dorn, Paris, 1969
36. GROEN, J.J.: Vestibularisapparat: Physik und Physiologie der Otolithen und Bogengänge. in: Gauer, Kramer, Jung: Physiologie des Menschen, Bd. 12 München: Urban & Schwarzenberg, 1972
37. GROHMANN, R.: Zur Auswertung und Dokumentation von Elektronystagmogrammen. Z. Laryng. Rhinol. 54: 498 (1975)
38. GROHMANN, R.: Ein interaktives Computersystem zur Überwachung, Steuerung und Dokumentation von Vestibularisprüfungen. Arch. Oto-Rhino-Laryngol. 236: 21 (1982)
39. GUEDRY, F.F., G.T.TURNIPSEED: Two devices for analysis of nystagmus. Ann. Otol. 77: 1071 (1968)
40. HAID, T., M.E.WIGAND: Das Frequenz-Kalorigramm, eine Analogdarstellung der kalorischen Nystagmusreaktion. Laryng.Rhinol.Otol. 55: 654 (1976)
41. HAID, T., G.RETTINGER, M.BERG, M.E.WIGAND: Neurootologische Frühdiagnostik des Akustikusneurinoms. HNO 29: 357 (1981)
42. HAID, T.: Früherkennung des Akustikusneurinoms durch quantitative Neurootologie und radiologische Feindiagnostik. Habilitationsschrift, Erlangen, 1981

43. HAID, T.: Das Positiogramm, eine Aufzeichnungsmethode der Lageprüfung in der Neurootologie.
Laryng. Rhinol. Otol. 56: 1037 (1977)
44. HALLPIKE, C.S.: Die kalorische Prüfung.
Pract. oto-rhino-laryng. 17: 301 (1955)
45. HANNSON, G.: Computer analysis of the rotatory nystagmus.
9. Kongress der GNA, Bad Kissingen, 1982
46. HART, C.W.: Corneo-retinal potential variation and the bithermal caloric test.
Ann. Otol. 78: 181 (1969)
47. HENRIKSSON, N.G.: The correlation between the speed of the eye in the slow phase of nystagmus and the vestibular stimulus.
Acta otolaryngol. 45: 120 (1955)
48. HENRIKSSON, N.G.: The evolution of objective diagnostic tools in neurootology.
9. Kongress der GNA, Bad Kissingen, 1982
49. HENRIKSSON, N.G., B.HINDFELT, I.PYYKKÖ: Rapid eye movements reflecting neurological disorders.
Clin. Otolaryngol. 6: 111 (1981)
50. HENRIKSSON, N.G.: An electrical method for registration and analysis of the movements of the eyes in nystagmus.
Acta Otolaryngol. 45: 25 (1955)
51. HENRIKSSON, N.G.: Speed of slow component and duration in caloric nystagmus.
Acta Otolaryngol. Suppl. 125 (1955)
52. HENRIKSSON, N.G., C.R.PFALTZ, N.TOROK, W.RUBIN: A Synopsis of the Vestibular System.
Sandoz Monographs, Basel, 1972

53. HERBERTS, G., S.ABRAHAMSSON, S.EINARSSON, H.HOFMANN:
Computer Analysis of Electronystagmo-
graphic Data.
Acta Otolaryngol. 65: 200 (1968)
54. HETTER, G.P.: Corneo-retinal potential behind closed
eyelids.
Arch. Otolaryngol. 92: 433 (1970)
55. HOFFERBERTH, B.: Computeranwendung im Gleichgewichtslabor.
in: Differential Diagnosis of Vertigo
Ed. C.F.Claussen
Berlin: de Gruyter, 1980
56. HOFFERBERTH, B.: Dokumentation und halbautomatische
Befundung im Gleichgewichtslabor.
in: Medizinische Informatik und Statistik
Bd. 16
Berlin, Heidelberg, New York: Springer
1979
57. HONRUBIA, V., R.D.KATZ, D.STRELIOFF: Computer ana-
lysis of induces vestibular nystagmus:
Rotatory stimulation of normal cats.
Ann. Otol. 80: Suppl. 3 (1971)
58. HOOD, J.D.: Peristence of Response in the Caloric
Test.
Aerospace Medicine 44: 444 (1973)
59. HUNT, E.B.: Artificial Intelligence.
Academic Press, New York, 1975
60. HUYGEN, P.L.M.: Nystagmometry: The Art of Measuring
Nystagmus Parameters by Digital Signal
Processing.
ORL 41: 206 (1979)
61. ITZINGER, O.: Methoden der maschinellen Intelligenz.
Hanser Verlag, München, 1976
62. JONGKEES, L.B., A.J.PHILIPSZON: Electronystagmography.
Acta Otolaryngol. Suppl. 189 (1964)

63. JONGKEES, L.B.: Physiologie und Untersuchungsmethoden des Vestibularissystems.
in: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Hrsg.: Berendes, J., R.Link, F.Zöllner
2. Auflage
Stuttgart: Thieme, 1979
64. JONGKEES, L.B., J.P.MAAS, A.J.PHILIPZON: A detailed Study of Electro-Nystagmography in 341 Patients with Vertigo.
Pract. oto-rhino-laryng. 24: 65 (1962)
65. JONGKEES, L.B.: Value of the caloric test of the labyrinth.
Arch. Otolaryngol. 48: 402 (1948)
66. JUNG, R., R.MITTERMAIER: Zur objektiven Registrierung und Analyse verschiedener Nystagmusformen: Vestibulärer, optokinetischer und spontaner Nystagmus in ihren Wechselbeziehungen.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 146: 410 (1939)
67. KARBAUMER, W.: Die kalorische Prüfung des Vestibularisorgans.
Inaug. Diss. Erlangen, 1981
68. KARLSEN, E., C.GOETZINGER, R.HASSANEIN: Effects of Six Conditions of Ocular Fixation on Caloric Nystagmus.
Arch. Otolaryngol. 106: 474 (1980)
69. KECK, W., M.GIESEN: Untersuchung über den zeitlichen Verlauf der Geschwindigkeit der beiden Phasen, der Amplitude und Frequenz bei rotatorisch provoziertem Nystagmus.
ADANO, Arbeitstagung 1980
70. KORNUBER, H.H.: Nystagmus and related phenomena in man: an outline.
in: Handbook of Sensory Physiology, Vol. VI/2
Hrsg. Kornhuber, H.H.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer
1975

71. KORNHUBER, H.H.: Physiologie und Klinik des zentralvestibulären Systems.
in: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Bd. III/3
Hrsg.: Berendes, J., R. Link,
F. Zöllner
Stuttgart: Thieme 1966
72. KTONAS, P., B.WEINTRAUB, J.SMITH, F.O.BLACK: Computer aided Nystagmus Analysis.
Computer Programs in Biomedicine 5: 153
(1975)
73. KUHL, W.: Der vestibuläre Schwindel.
Stuttgart: Enke 1981
74. KURZEJA, A., P.STRAUSS, A.HEINIG, S.LÖBNER: Vergleich verschiedener Nystagmusparameter mit der gemessenen sogenannten maximalen Winkelgeschwindigkeit bei der thermischen Erregbarkeitsprüfung.
Laryng. Rhinol. Otol. 57: 143 (1978)
75. LAURENT, J.G., P.PIALOUX: Choix de l'amplificateur permettant d'obtenir le meilleur enregistrement de la réponse vestibulaire.
Ann. Oto-laryng. 88: 135 (1971)
76. LORENTE, de NÔ R.: Vestibulo-ocular reflex arc.
Arch. Neurol. Psychiat. 30: 245 (1933)
77. LOTH, D., J.DANON, Y.GRALL, D.LECAM, C.BURGEAT-MENGUY: Utilisation d'un ensemble de traitement numérique en électronystagmographie.
Ann. Oto-laryng. 88: 85 (1971)
78. MALCOM, R.E., T.E.BECHARD: Semicircular Canals: Measurement of Endolymphatic and Cupular Displacement at threshold.
Acta Otolaryngol. 93: 275 (1982)
79. MARKO, H.: Methodenlehre der Kybernetik.
in: Kybernetik und Bionik
Hrsg.: Keidel, W.D., W.Händler,
M. Spreng
München: Oldenbourg Verlag 1974

80. MATZ, G.J., J.W.WOLFE, F.A.BROGRAN: Computer Analysis and Clinical Evalutation of Postcaloric Nystagmus. Aerospace Medicine 41: 172 (1970)
81. MAX, J., A.DESPRINGRE: Traitement automatique des données électronystagmographiques. Acta Otolaryngol. Iber. Am. 24: 105 (1973)
82. MICHAELS, D.L., J.R.TOLE: A Microprocessor-based Instrument for Nystagmus Analysis. Proc. IEEE 65: 730 (1977)
83. MINNIGERODE, B.: Kritisches zur Standardisierung quantitativer Vestibularisprüfungen unter besonderer Berücksichtigung des Frequenznystagmogrammes. Laryng. Rhinol. Otol. 53: 837 (1974)
84. MINNIGERODE, B.: Über den heutigen Stand der Funktionsprüfung des Vestibularis. HNO 25: 41 (1977)
85. MITTERMAIER, R.: Über die Amplitude des experimentell ausgelösten Nystagmus. Pract. Oto-rhino-laryng. 16: 108 (1954)
86. MITTERMAIER, R.: Die experimentellen Gleichgewichtsprüfungen.
in: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Bd. III/1
Hrsg.: Berendes, Link, Zöllner
Stuttgart: Thieme 1965
87. MIYOSHI, T., K.MURATKA: Analysis of nystagmus opticus by medical electric computer. J. Otolaryngol. Jap. 73: 1090 (1970)
88. MOSER, M., G.RANACHER, S.SCHUY, R. WAIBEL: Automatische Auswertung von Elektronystagmogrammen. Biomed. Technik 20: 132 (1975)

89. MOSER, M., G.RANACHER: Der Einsatz des Digital-
rechners in der Vestibulometrie.
Laryng. Rhinol. Otol. 56: 629 (1977)
90. MOSER, M.: Die Mangel durchblutung der vestibulären
Zentren.
Laryng. Rhinol. Otol. 55: 665 (1976)
91. MOSER, M., G.RANACHER: Zu Vigilanzproblemen bei der
Gleichgewichtsuntersuchung.
52. Jahresvers. d. Deutschen HNO-Ges.
Wiesbaden 1981
92. MOWRER, O.H., T.G.RUCH, N.E.MILLER: The Corneo-
retinal Potential-Difference as the
Basis of the Galvanometric Method of
Recording Eye Movements.
Amer. J. Physiol. 114: 423 (1935)
93. MULCH, G., R.NICKL: Zum Einfluß des Vigilanzniveaus
auf das Verhältnis thermischer Reiz-
antworten.
ADANO Arbeitstagung, Erlangen 1980
94. MULCH, G., R.DENK: Grenzen der Erkennbarkeit von
Nystagmus mit der Frenzelbrille.
52. Jahresvers. d. Deutschen HNO-Ges.
Wiesbaden 1981
95. MULCH, G., B.LEONARDY, W.PETERMANN: Which are the
Parameters of Choice for the Evalu-
ation of Caloric Nystagmus.
Arch. Otorhinolaryng. 221: 23 (1978)
96. MULCH, G., H.SCHERER: Thermische Prüfung.
in: Methoden zur Untersuchung des
vestibulären Systems.
Hrsg.: Deutsche Ges. f. HNO-Heil-
kunde, HNO-Information, Sonderheft
1980
97. MULCH, G., B.LEONARDY: Zur Tauglichkeit absoluter
"Normwerte" bei der Beurteilung der
thermischen Vestibularisprüfung.
Laryng. Rhinol. Otol. 56: 376 (1977)

98. MULCH, G., W.LEWITZKI, W.PETERMANN: Zur diagnostischen Wertigkeit des nur im Elektornystagmogramm nachweisbaren Lagenystagmus.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 213: 481 (1976)
99. NAGLE, D.W., E.G.ANDERSON, N.D.FARGO: Method for establishing electronystagmograms for normal humans subjected to caloric stimulation.
Laryngoscope 82: 1671 (1982)
100. NIEMANN, H.: Methoden der Mustererkennung.
Akadem. Verlagsges. Frankfurt/M. 1974
101. NORRÉ, M.: The clinician before the interference of the computer in the clinical practice of otoneurology.
9. Kongress der GNA, Bad Kissingen, 1982
102. OHM, J.: Über den Erfolg der Nystagmusmessung und ein Schema zur Eintragung des Befundes.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 146: 223 (1939)
103. PADOVANI, I., M.PANSINI: New Possibilities of Analysis in Electronystagmography.
Acta Otolaryngol. 73: 121 (1972)
104. PFALTZ, C.R.: Elektronystagmographie.
in: Methoden zur Untersuchung des vestibulären Systems.
Hrsg.: Deutsche Ges. f. HNO-Heilkunde
HNO-Information, Sonderheft, 1980
105. PFALTZ, C.R., R. GULICK: Die pathologische kalorische Labyrinthreaktion.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 170: 524 (1962)
106. PFALTZ, C.R.: Quantitative Parameters in Nystagmography. II. Nystagmus Amplitude.
ORL 36: 46 (1974)

107. PFALTZ, C.R., H.R.RICHTER: Photo-elektrische Nystagmusregistrierung.
Pract. Oto-rhino-lat yng. 18: 263
(1956)
108. PIALOUX, P., J.M.STERKERS, Cl.CONRAUX: Les méthodes nouvelles d'exploration fonctionnelle en otologie.
Soc. franc. d'oto-rhino-laryngol.
Librairie Arnette, Paris 1980
109. PROCTOR, L., D.HANSEN, R. RENTEA: Corneoretinal Potential Variations.
Arch. Otolaryngol. 106: 262 (1980)
110. PYYKKÖ, I., N.G.HENRIKSSON, C.WENMO: Geschwindigkeit von schnellen Augenbewegungen und Schwindel zentralen Ursprungs.
Ann. Otol. 90: 164 (1981)
111. RAHKO, T., P.KARMA, T.TORIKKA, J. MALMIVUO: Micro-processor-based four-channel electro-nystagmography system.
Med. Biol. Engin. Comput. 18: 104
(1980)
112. RANACHER, F., M.MOSER: Datenverarbeitung in der Elektronystagmographie.
Arch. Otorhinolaryngol. 211: 93 (1975)
113. RANACHER, G.: Nystagmusauswertung am Computer.
Arch. Otorhinolaryngol. 215: 257 (1977)
114. REICKE, N., G. GÄRTNER v.: Die thermische Vestibularisprüfung: Eine einfache Technik und Normwerte.
HNO 25: 311 (1977)
115. REKER, U., H.RUDERT: Pseudokalorischer Nystagmus.
Laryng. Rhinol. Otol. 55: 860 (1976)
116. REKER, U.: Zur kalorischen Vestibularisdiagnostik.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 213: 477
(1976)

117. REKER, U.: Unterschiedliche Zuverlässigkeit der thermischen Prüfung bei Gesunden und vestibulär Kranken.
52. Jahresvers. d. Deutschen HNO-Ges.
Wiesbaden 1981
118. SAITO, I.: Application of Computers in Analysis of Nystagmography.
J. Otolaryngol. Jap. 75: 1194 (1973)
119. SCHERER, H.: Die halbautomatische Nystagmus-Analyse.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 213: 484 (1976)
120. SCHMIDT, C.L., G.MÜNKER: Eine quantitative Untersuchung des calorischen und post-rotatorischen Nystagmus beim Menschen.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 210: 368 (1975)
121. SCHOKNECHT, G.: Elektroden-Einfluß bei der Aufnahme von Elektrokardiogrammen.
BGA Berlin, SozEp-Berichte 7/1981
122. SCHOTT, E.: Über die Registrierung des Nystagmus und anderer Augenbewegungen vermittels des Saitengalvanometers.
Dtsch. Arch. klin. Med. 140: 79 (1922)
123. SILLS, A.W., V.HONRUBIA, W.E.KUMLEY: Algorithm for the Multi-Parameter Analysis of Nystagmus using a Digital Computer.
Aviat. Space Enviromental Med. 46: 934 (1975)
124. SILLS, A.W., R.W.BALOH, V. HONRUBIA: Caloric testing 2: Results in normal subjects.
Ann. Otol. 86: Suppl. 43, 7 (1977)
125. SOKOLOVSKI, A.: Dauer, maximale Geschwindigkeit und Kulminationsschlagzahl als ENG-Parameter bei neurootologischen Patienten.
Arch. Ohr.-Nas.-Kehlkopfheilk. 213: 484 (1976)

126. STAHL, J.: Electronystagmography in caloric and rotatory tests, a clinical study.
Acta otolaryngol. 137: Suppl. 1 (1958)
127. TÄUMER, R., K.BÜHRMANN: Eine neue Methode der quantitativen Auswertung des optokinetischen Nystagmus.
Albrecht v. Graefes Arch. Klin. Ophthalmol. 187: 289 (1973)
128. TJERNSTRÖM, Ö.: Nystagmus inhibition as an effect of eye-closure.
Acta otolaryngol. 75: 408 (1973)
129. TOKITA, T., T. SUZUKI, T. HIBI, T. TOMITA: A quantitative test of optokinetic nystagmus and its data processing computer.
Acta otolaryngol. 80: Suppl. 330, 159 (1975)
130. TOROK, N., A.J.DERBYSHIRE: Computation of the Nystagmogram.
Acta Otolaryngol. 65: 70 (1968)
131. TOROK, N., F.NYKIEL: Frequency Meter for Nystagmus Analysis.
Acta Otolaryngol. 54: 363 (1962)
132. TOROK, N.: Quantitative Parameters in Nystagmography.
I. The Velocity of the Slow Phase.
ORL 36: 37 (1973)
133. TRINDER, E.: Instrument for the On-Line-Measurement of the Slow Phase of Nystagmus.
Aviat. Space Environmental Med. 46: 441 (1975)
134. TRINKER, D.: Physiologie des Gleichgewichtsorgans.
in: Hals-Nasen-Ohrenheilkunde III/1
Hrsg. Berendes, Link, Zöllner
Stuttgart: Thieme 1965

135. TROELSTRA, A., G.A.GARCIA: Computer Automated Measurement of Eye Movement Parameters with Applications to Electro-oculography and Nystagmus Movements. Computer Programs in Biomed. 3: 231 (1974)
136. VEITS, C., R. KOSEL: Beiträge zur Lehre von kalorischen Nystagmus. Mschr. Ohrenheilk. 64: 521 (1930)
137. VOOTS, R.J.: Computerless Automatic Data Reduction for Electronystagmography. Aerospace Medicine 40: 1080 (1970)
138. WATANABE, Y., K.MIZUKOSHI, H.INO: Computer Analysis of Electronystagmography. in: Hood, J.H. (Hrsg.) Vestibular Mechanisms in Health and Disease. London: Academic Press 1978, 131
139. WIGAND, M.E.: Schwindelzustände aus otologischer Sicht. in: Wieck, H.H. (Hrsg.) Schwindelzustände, Diagnostik und Therapie in der Praxis. Stuttgart: Thieme 1977
140. WODAK, E.: Kurze Geschichte der Vestibularisforschung. Stuttgart: Thieme 1956
141. WOJATSCHKE, H.: De l'exploration du nystagmus a l'aide des appareils graphiques. J. med. Bruxelles 35: 123 (1911)
142. YOUNG, L.R., J.R.TOLE, C.M.OMAN, A.D.WEISS: A micro-processor based vestibular test battery. in: Hood, J.H. (Hrsg.) Vestibular Mechanisms in Health and Disease London: Academic Press, 1978, 135

Herrn Prof. Dr. M. E. Wigand danke ich für die
Möglichkeit der Erstellung dieser Dissertation.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. rer. nat.
M. Berg und Herrn Priv. Doz. Dr. T. Haid für die
Überlassung des Themas und die tatkräftige
Betreuung und Unterstützung.

Frau E. Klose danke ich für die beständige
Unterstützung in allen praktischen Fragen.

Lebenslauf

1. Persönliche Daten:

14.3.49 geb. in Werne a. d. Lippe als Sohn des
Justizangestellten Alois Wortmann und
seiner Ehefrau Maria, geb. Bömken

13.9.80 Eheschließung mit Dr.med.Margot Gubisch

2. Werdegang:

4.7.67 Reifeprüfung

anschließend Studium der Elektrotechnik
an der RWTH Aachen

22.6.75 Promotion zum Doktor-Ingenieur an der
Fakultät für Elektrotechnik, Prädikat:
Mit Auszeichnung

WS 75 - WS 81 Studium der Medizin in Aachen, Ulm und
Erlangen

16.11.81 Approbation als Arzt

Seit 1.11.82 Assistenz-Arzt an der Medizinischen
Poliklinik der Universität Erlangen-
Nürnberg

